

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Fototerapie v oblasti infračerveného spectra – technické prostředky
Phototherapy in the Infrared Spectrum – the Technical Means

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jakub Maršálek**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: Fototerapie v oblasti infračerveného spektra - technické prostředky
Phototherapy in the Infrared Spectrum - the Technical Means

Zásady pro vypracování:

1. Vytvoření rešerše pro elektromagnetické záření infračerveného spektra na živočišnou tkáň.
2. Technické principy pro zdroje světla v uvedeném vlnovém spektru.
3. Technické prostředky a jejich normy.
4. Aplikační bezpečnost - provozní měření.
5. Návrh a realizace el. obvodů pro řízení zdroje infračerveného světla (zdroj je určen pro zahřívání lidské tkáně (novorozenci) na termostatickém lůžku)
6. Zhodnocení fototerapie v infračervené oblasti z hlediska účinnosti tech. prostředků ve vybraném lékařském oboru.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] GROSSWEINER, Leonard I. et al. *The Science of Phototherapy: An Introduction The Science of Phototherapy*. 1st Edition. Norwell, MA: Springer, c2005. xvi, 374 s. ISBN 1402028830.
- [2] LIBERMAN, Jacob. *Light: Medicine of the Future: How We Can Use It to Heal Ourselves NOW*. Rochester: Bear, 1991. xxvii, 253 s., [16] s. příl. ISBN 1879181010.
- [3] AHLUWALIA, Gurpreet S. *Cosmetics Applications of Laser & Light-Based Systems (Personal Care and Cosmetic Technology)*. 1st Edition. Norwich, N.Y: William Andrew, 2008. 500 s. ISBN 0815515723.
- [4] NOURI, Keyvan a William KIRBY. *Lasers in Dermatology and Medicine*. 1st Edition. London: Springer, 2001. 632 s. ISBN 0857292803.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Martin Augustynek**

Konzultant diplomové práce: Ing. Eduard Polák

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013

doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry

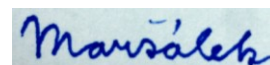


prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením konzultanta a vedoucího této diplomové práce. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“

V Ostravě dne 7.5.2013

A handwritten signature in blue ink, reading "Mavřálek".

Poděkování

Rád bych poděkoval panu Ing. Eduardu Polákovi ze společnosti EPEM, konzultantovi mé diplomové práce, za čas, který věnoval konzultacím, odbornému vedení a poskytování cenných rad, které posloužily k řešení dané problematiky.

Dále bych ráda poděkoval panu Ing. Martinu Augustynkovi, vedoucímu mé diplomové práce za věnovaný čas a množství užitečných připomínek k řešené problematice.

Velký dík patří také panu Ing. Karlu Šecovi, Ph. D., který mne odborně vedl při měření spektra a intenzity infračerveného zářiče, poskytl mi nepřehledné množství informací v této oblasti a problematice a umožnil mi provést bezplatně jedno měření na měřící technice společnosti Nicolet.

Abstrakt

Tato diplomová práce zkoumá principy vzniku infračerveného záření, rozděluje infračervené záření na jednotlivé typy a zkoumá vliv infračerveného záření na lidské tělo. Zabývá se také normami, kterými je potřeba se řídit při vývoji a výběru infračerveného vyhřívání pro novorozence. Cílem je vybrat vhodný infračervený zářič, který bude sloužit ve vyhříváném lůžku pro novorozence, navrhnout elektronický obvod pro regulaci výkonu zářiče a získat přesné parametry vybraného zářiče měřením v laboratoři.

Klíčová slova

Infračervené záření, neonatologie, vyhřívání lůžko, inkubátor, fototerapie, zářič, regulace tepelného výkonu.

Abstract

This thesis examines the principles of infrared radiation, splits the different types and examines the influence of infrared radiation on the human body. It also deals with standards which are necessary to manage the development and selection of infrared heating for newborns. The aim is to select the appropriate infrared emitter, which will be used in a infrared heaters for neonatal care, design an electronic circuit for controlling power sources and obtain precise measurements of parameters of the selected sources in the laboratory.

Key Words

Infrared radiation, neonatology, heated beds, incubators, phototherapy, radiator, control heat output.

Seznam použitých symbolů a zkratk

ADC	Analogově dygitální převodník.
ANSI	Americký národní normalizační institut.
ATP	Adenosintrifosfát, chemická látka.
BSI	Britská normalizační instituce.
CEN	Evropský výbor pro normalizaci.
ČSN	Úřad pro normalizaci, metrologii a zkušebnictví.
DC/DC	El. měnič napětí určený pro změnu velikosti stejnos. napětí nebo proudu.
EEPROM	Elektricky mazatelná programovatelná paměť.
EMC	Elektromagnetická kompatibilita.
EN-	
CENELEC	Evropský výbor pro normalizaci v elektrotechnice.
ETSI	Evropský ústav pro telekomunikační normy.
FFT	Fourierova transformace.
FIR	Vzdálené infračervené záření.
FSR	Skupina infračervených zářičů dle dělení společnosti Elstein.
FTIR	Experimentální spektroskopická technika.
HTS	Skupina infračervených zářičů dle dělení společnosti Elstein.
IEC	Mezinárodní elektrotechnická komise.
IR	Infračervené záření.
IR-A	Skupina infračerveného záření.
IR-B	Skupina infračerveného záření.
IR-C	Skupina infračerveného záření.
IRS	Skupina infračervených zářičů dle dělení společnosti Elstein.

ISO	Mezinárodní organizace pro normalizace.
ITS	Infračervený termální systém.
LED	Dioda emitující světlo.
MIPS	Milion instrukcí za sekundu, jednotka udávající počet zpracovaných instrukcí za sekundu.
PC	Osobní počítač.
PSD	Proportional-Summation-Differentiation - regulátor, diskretní verze PID regulátoru.
PWM	Pulsní šířková modulace.
RS	Klopný obvod typu RS, realizován pomocí dvou dvouvstupých hradel.
SCHTS	Skupina infračervených zářičů dle dělení společnosti Elstein.
SPI	Sériové periferní rozhraní, použití pro komunikaci mikrokontroléru s periferiemi.
SW	Sada počítačových programů používaných v počítači.
USB	Univerzální sériová sběrnice umožňující připojení periférií k počítači.
UV	Elektromagnetické záření s vlnovou délkou kratší, než má viditelné světlo.
ZPD	Nulový dráhový rozdíl.

Obsah

1. Úvod.....	10
2. Působení elektromagnetického záření infračerveného světla na živočišnou tkáň.....	11
2.1. Rozdělení a základní pojmy	11
2.2. Historie infračerveného záření	12
2.3. Země, zdroj infračerveného záření	12
2.4. Zdroje infračerveného záření.....	13
2.5. Technické principy zdrojů infračerveného záření.....	16
2.5.1. Vysokoteplotní infračervené zářiče.....	16
2.5.2. Nízkoteplotní infračervené zářiče.....	17
2.6. Infračervené záření a lidské tělo.....	18
2.7. Termoregulace plodu a novorozence	20
2.7.1. Ztráty tepla novorozence	21
2.7.2. Teplotní stres.....	22
2.8. Zajištění teplotně neutrálního prostředí pro novorozence	23
2.8.1. Historie.....	23
2.8.2. Novorozenec na otevřeném lůžku	24
3 Technické prostředky a jejich normy	27
3.1. Platná legislativa.....	27
3.2. Normy.....	28
3.2.1 Organizace, které se věnují normalizaci	28
3.2.2 Normy pro zdravotnické elektrické přístroje	29
4 Výběr vhodného infračerveného zářiče.....	31
4.1. Elementární vlastnosti zářičů Elstein	31
4.2. Absorpční spektra materiálů.....	33
4.3. Výkon infrazářičů Elstein.....	36
4.4. Keramický infračervený tyčový zářič	39
4.5. Aplikační bezpečnost.....	41
5. Návrh a realizace elektrických obvodů pro řízení zdroje infračerveného světla	43
5.1. Popis blokového schématu přístroje.....	44
5.1.1. Modul.....	44
5.1.2. Blokové schéma modulu	45
5.2. Ovládací panel přístroje.....	46
5.3. Schéma plošného obvodu zdroje pro řízení výkonu infračerveného zářiče	47
5.3.1 Schéma centrálního mikrokontroléru s periferiemi	47
5.3.2 Schéma napájecího modulu	49
5.3.3. Schéma obvodu pro řízení výkonového členu	50
5.3.4. Schéma výkonového akčního členu	52
5.3.5. Schéma zapojení reproduktoru.....	52
5.4. Osazovací plán desky plošného spoje	53
5.5. Vývojový diagram SW	58
6 Měření výkonu vybraného zdroje infračerveného záření	62
6.1. Popis FTIR spektrometru	62

6.1.1	<i>Michelsonův interferometr</i>	63
6.1.2	<i>Funkce modulátoru</i>	64
6.1.3	<i>Interference polychromatického záření</i>	65
6.1.4	<i>Interferogram</i>	66
6.2	Digitalizace signálu	67
6.2.1	<i>Fourierova transformace, získání spektra</i>	67
6.3	Měřicí technika	68
6.4	Výsledky měření infračerveného zářiče Elstein IRS/2	70
6.5	Zhodnocení fototerapie v infračervené oblasti z hlediska účinnosti technických prostředků	71
7	Závěr	72

1. Úvod

Hlavním cílem mé diplomové práce je navrhnout typ infračerveného zářiče, který má vhodnou vlnovou délku pro ohřívání novorozenců na otevřeném lůžku. V této práci je potřeba nejprve objasnit účinky infračerveného záření na lidskou tkáň, dosavadní problematiku vyhřívání novorozenců a péči o novorozence. Dalším krokem je zjištění, jaká vlnová délka je pro lidský organismus nejvhodnější pro ohřívání a podle toho se pokusit najít dodavatele, který již vyrábí nebo by byl schopen podle požadavku vyrobit požadovaný infračervený zářič. Dále bude následovat návrh a konstrukce regulátoru, pomocí kterého se bude regulovat a nastavovat výkon infračerveného zářiče. V závěru bude potřeba také proměřit parametry celé soustavy na specializovaném pracovišti, které disponuje měřicí technikou v pro požadované vlnové spektrum. Výsledkem této práce by mohl sloužit jako stavební kámen pro výrobu nových typů otevřených lůžek, která se používají pro vyhřívání novorozenců.

2. Působení elektromagnetického záření infračerveného světla na živočišnou tkáň

2.1. Rozdělení a základní pojmy

Elektromagnetické záření je tvořeno elektromagnetickým vlněním o definované vlnové délce a intenzitě (dané výškou vlny). Rozdělení na jednotlivé skupiny není jednoznačně dané a bývá v literatuře uváděno různě. Infračervené světlo pokrývá oblast mezi nejkratšími radiovými vlnami ($\lambda < 10^{-3}$ m) a viditelným světlem ($\lambda > 780$ nm, což odpovídá červenému konci viditelného spektra). Původní označení infračerveného světla bylo ultračervené světlo.

Možné rozdělení infračerveného záření:

Blízké (near) – NIR

- IR-A, vlnová délka 0,76-1,4 μm , definováno podle vodní absorpce (často používané v telekomunikacích u optických vláken)
- IR krátké vlnové délky - short wave - neboli SWIR
- IR-B, vlnová délka 1,4-3 μm , při 1450 nm značně roste vodní absorpce
- IR střední vlnové délky - medium wave – nebo-li MWIR
- IR-C, též prostřední - intermediate-IR nebo-li IIR, 3-8 μm
- IR dlouhé vlnové délky - long wave – nebo-li LWIR
- IR-C 8-15 μm

Vzdálené - far - infračervené záření nebo-li FIR 15-1000 μm

Další často používané rozdělení je toto:

- blízké - 0,7-5 μm
- střední - 5-30 μm
- dlouhé - 30-1000 μm

Zdroje infračerveného záření jsou zahřáté předměty. IR-A a IR-B jsou složkou slunečního záření, dopadajícího na povrch Země. Při vysokých intenzitách má infračervené záření tepelný efekt, který může vést až ke vzniku popálenin. Dlouhovlnné infračervené záření proniká do větší hloubky tkání. Průnik tkáněmi, popř. Vyzařování IR teplejšími místy je použitelné v medicíně k diagnostickým úkonům. [1] [12]

2.2 Historie infračerveného záření

Infračervené záření objevil v roce 1800 britský astronom Sir William Herschel (1738-1822). Rozložil pomocí optického hranolu sluneční světlo na jednotlivé barvy. Při tomto pokusu přišel na to, že teploměr, který byl umístěn za červenou oblastí optického spektra ukazuje zvýšenou teplotu. Do rozloženého barevného spektra pak vložil několik rtuťových teploměrů. Teploty se zvyšovaly směrem k červené oblasti. Herschel poté vzal další teploměr, který umístí ještě dál za červené viditelné světlo a zjistil, že zde je teplota nejvyšší. Tím si uvědomil, že zde musí existovat nějaké neviditelné záření, které musí přinášet teplo. Z toho důvodu, že toto záření leželo za viditelnou oblastí červeného světla, bylo později pojmenováno infračervené (z latinsky infra = pod).

Infračervené záření bývá považováno za tepelné záření. Povrchy těles zahřívá libovolné elektromagnetické záření. Infračervené záření má za následek přibližně 50 % zahřívání planety Země a zbytek je následkem viditelného světla.

Lidské oko není na vlnové délky infračerveného světla citlivé, a proto jej nevidíme. Důvodem pro to je to, že samo lidské tělo a tedy i oko vyzařuje infračervené záření a oslepovalo by samo sebe svým vlastním světlem. [1] [12]

2.3. Země, zdroj infračerveného záření

Povrch Země absorbuje viditelné záření ze Slunce a dále jej vyzařuje jako infračervené záření přes atmosféru zpět do vesmíru. Některé plyny v atmosféře, zejména vodní pára, absorbují toto infračervené záření a vyzařují je zpět ve všech směrech tím pádem také zpět k povrchu Země. Slunce vyzařuje v rozmezí menších vlnových délek (UV, viditelné a začátek IR přibližně do 500nm), kdežto Země, která by měla, kdyby nebylo skleníkového efektu, průměrnou teplotu $-18\text{ }^{\circ}\text{C}$, vyzařuje jen v IR oblasti. Skleníkový efekt udržuje Zemi mnohem teplejší, než kdyby plyny v atmosféře nebyly přítomny. Skleníkové plyny v atmosféře nepohlcují krátkovlnné záření, které přichází od Slunce, ale pohlcují dlouhovlnné (IR) záření. Některé plyny jsou téměř propustné pro sluneční radiaci, silně absorbují dlouhovlnnou radiaci, kterou vyzařuje zemský povrch a vyzařují ji zpět, jak k zemskému povrchu, čímž přispívají k jeho oteplování, tak do kosmického prostoru.



Obrázek č. 1 Pohlcené a odražení infračervené záření

Země by měla průměrnou teplotu jen $-18\text{ }^{\circ}\text{C}$. Se skleníkovým efektem má průměrnou teplotu 288 K ($+15\text{ }^{\circ}\text{C}$). Z toho plyne, že skleníkový efekt je potřebný pro existenci života na Zemi. [1] [12]

2.4. Zdroje infračerveného záření

Infračervená technika používá dnes různé zdroje infračerveného záření, většinou však teplotní zdroje záření, které tvoří různá tělesa (plynné, kapalná a pevná), u kterých je teplota vyšší jako 0 K . Klasifikace zdrojů infračerveného záření je rozdělena na umělé a přírodní. Umělé zdroje záření se používají v aktivních infračervených soustavách a jsou východiskem pro měření zářivých veličin.

Dělení:

- Pro aktivní infračervené soustavy – obyčejné a reflektorové žárovky, halogenové zářivky, „tmavé“ zářiče, obloukové lampy, zábleskové výbojky, infrazářiče, lasery
- Pro měřicí účely – dutinový zářič, silitové tyče, Nernstův hořák, okysličený niklový pás

Zdroje poruch (teplotní pozadí) – optické části a okna přístrojů, pozemní umělé zdroje

Na měření zářivých veličin se používají zdroje, jejichž hodnoty záření musíme přesně určit, např. dutinový zářič (model černého tělesa), silitové tyče, okysličený niklový pás apod.

Přírodní zdroje záření tvoří různé teplotní tělesa, která představují objekty pozorování a měření (např. při bezdotykovém měření teplot různých těles), zdroje poruch (teplotní pozadí), jejichž vliv na měření je třeba eliminovat.

Dělení:

- Pozemní – půda, rostlinstvo, voda, budovy, dopravní prostředky, lidé
- Atmosféra – vodní pára, plyny obsažené v atmosféře, oblaka, polární zář
- Kosmické – Slunce, Měsíc, planety, hvězdy, mlhovina

Zdroje poruch (teplotní pozadí) – obloha, oblaka, nebeská tělesa, zemský povrch, obklopující objekty

V aktivních infračervených soustavách se používají hlavně žárovky s wolframovým vláknem, halogenové žárovky, středně a nízkoteplotní (tmavé) zářiče na ohřev, obloukové lampy, výbojky, zábleskové výbojky, optické kvantové generátory (lasery).

Žárovky s wolframovým vláknem jsou konstrukčně jednoduché, stálost zářivých hodnot v průběhu chodu, doba použitelnosti. Používají se v dálkových světlomotech, u automobilů, v majácích, na měřicí účely.

Některé ozařovací zařízení na ohřev obsahují zvláštní zářidla, které tvoří zdroje infračerveného záření a reflektory, jehož účelem je měnit rozložení zářivého toku zdrojů záření.

Klasifikace zdrojů záření

a) vysokoteplotní, zahříváné do teploty vyšší 1500°C tvořících infražárovky a halogenové žárovky. ($\lambda=0,78$ až $1,8 \mu\text{m}$)

b) středně-teplotní, zahříváné do teploty 1500°C až 450°C tvořící křemenné zářiče, keramické nebo kovové trubičkové zářiče. Elektrická vyhřívací spirála je zhotovena z chromniklového drátu. ($\lambda=1,8 \mu\text{m}$)

c) nízkoteplotní, zahříváné do teploty 450°C tvořící např. infrazářiče s velkou keramickou plochou.

Reflektorové infražárovky (s baňkou z červeného skla) používají jednoduchou svinuté wolframové vlákno, umístěné v baňce, která je pokrytá vrstvou hliníku, vyznačujícím se zrcadlovým odrazem.

Obloukové lampy, jejichž spektrum se skládá ze spojitého spektra rozžhavených uhlíkových elektrod a z čárového a pásmového spektra plynů. Při použití uhlíkových elektrod napuštěnými solemi kovů je možné měnit spektrální složení záření oblouku. Intenzita záření uhlíkových obloukových lamp vzrůstá s růstem proudové hustoty. Vyzářují v blízké infračervené oblasti ($\lambda=0,7$ až $0,8 \mu\text{m}$).

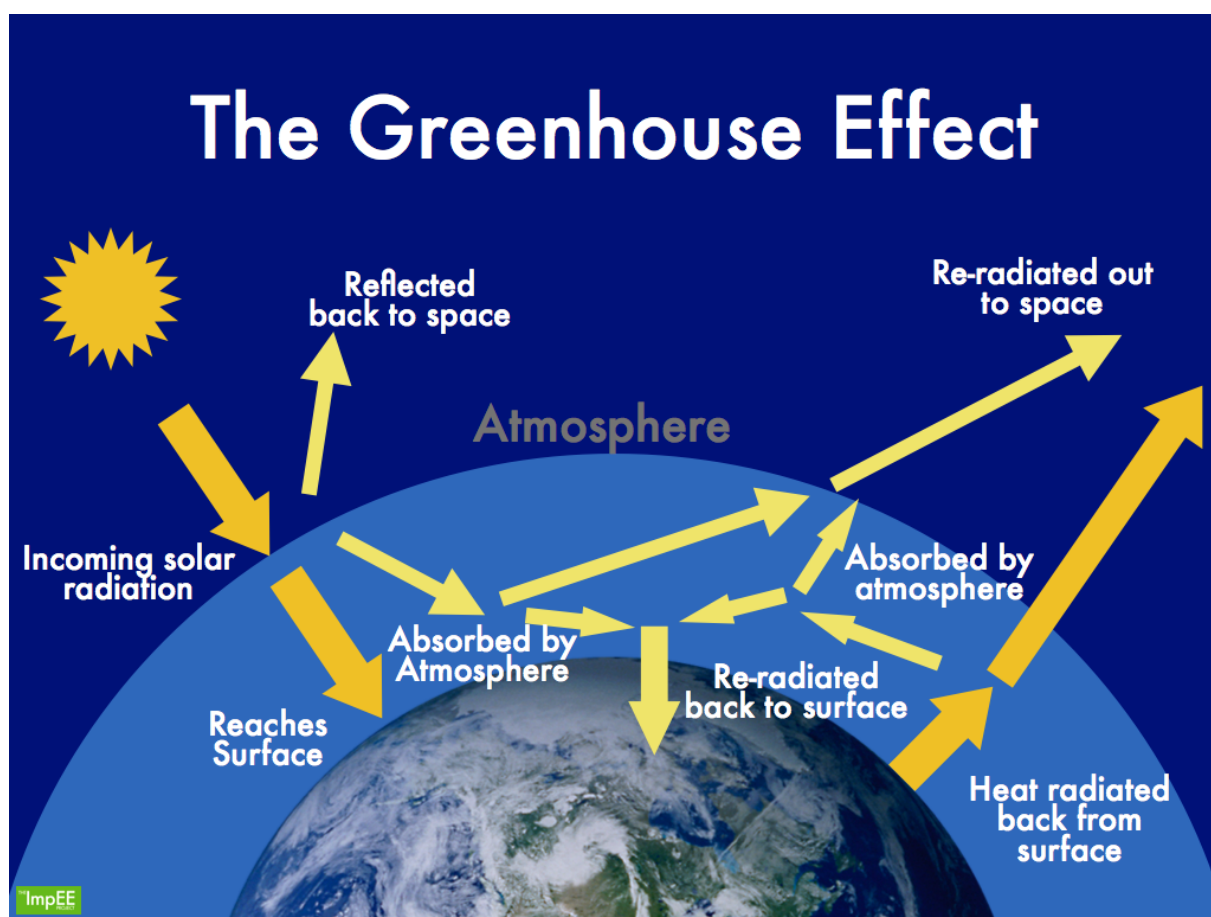
Nízkotlakové céziové výbojky jsou velmi účinným zdrojem monochromatického infračerveného záření vlnových délek 852,1 nm a 894,4 nm. Na podíl těchto dvou rezonančních čar připadá asi 80 až 90% vysílaného zářivého toku.

Ve výbojkách xenonových tvoří výboj dotyčný plyn. Xenonové výbojky potřebují na zážeh v důsledku vysokých tlaků plynů vyšší napětí. Spektrum záření vyzařovaného xenonu v blízké infračervené oblasti ($0,8$ až $1,0 \mu\text{m}$). Konkrétně se používají na buzení aktivního prostředí laserů.

Zábleskové výbojky vydávají velký světelný tok za velmi krátkou dobu. Jejich spektrum je vhodné pro optické buzení laserů.

Elektrický výboj v plynu při zábleskových výbojkách má tři stádia: stádium zapálení výboje, kterým se vytvoří podmínky pro vznik hlavního výboje, hlavní stádium, při němž proud v okruhu je příliš velký a výbojka vyzařuje velký světelný tok, poslední stádium, kde postupně mizí výboj.

Infrazářič je nezávislý spotřebič se vzduchotěsným uzavřeným okruhem spalování, skládá se ze dvou protisměrných trubic, ve kterých cirkuluje ohřátý vzduch (či inertní plyn) s určitým množstvím spalin. Elektrický proud prochází tělesem zářiče s vysokým odporem. Vzniklé záření se odráží do požadovaného prostoru pomocí reflexních ploch. Samotný obalový materiál trubice je z křemíku a uvnitř je stočený Ni – Cr drát nebo wolframové vlákno.



Obrázek č. 2 Skleníkový efekt na Zemi [14]

Dr. Tadashi Ishikawa v roce 1965, po pěti letech práce u Fuji Medical R and D department, patentoval zirkoniové keramické infračervené zářiče, které se v těchto ITS (infračervených termálních systémech) používají. Systém ITS používali výhradně japonští lékaři, a to až do roku 1979, kdy byl zpřístupněn veřejnosti. Byl pak stále zdokonalován, až do roku 1981, kdy byl prodán do USA. Panely,

které produkují podobné infračervené záření, se používají v nemocnicích pro zahřívání novorozenců.

Zářiče v ITS vyzařují kolem 1/3 svého výkonu ve středních vlnách (2-5,6 μm), a to z důvodu jejich hluboké penetrace, a další 2/3 v dlouhých vlnách (5,6-25 μm) se zaměřením výkonu rovnoměrně rozestřeno kolem 9,4 μm což je hodnota pro lidský organismus nejvhodnější. Toto rozestření maximalizuje vysokou penetraci středně dlouhých vln a spojuje se poté s dlouhými vlnami, čímž se rozšíří rezonanční absorpce ozdravujících se tkání. Čínští výzkumníci prokázali, že vlnová délka 2-25 μm je nejvíce léčebná. Nejvhodnějším typem infračerveného záření pro vyhřívání novorozenců je záření z oblasti vlnových délek IR-C (2-15 μm). [1] [12] [13]

	Podíl IR – A	Podíl IR – B	Podíl IR – C
Magnéziové zářiče	0 %	5 %	95 %
Plošné zářiče	0 %	0 %	100 %
Zářiče po terapii červeným světlem	27 %	58 %	15 %
Příroda, slunce	63 %	27 %	10 %

Tabulka č. 1 Složení infračerveného záření při různých zdrojích záření [1]

2.5 Technické principy zdrojů infračerveného záření

V následujících dvou kapitolách se pokusím shrnout technické principy zdrojů infračerveného záření. Pro tento popis použiji rozdělení na vysokoteplotní a nízkoteplotní infračervené záření. Nejedná se ovšem o jasně definované rozdělení nýbrž. Doposud se zářiče rozdělovaly na vysoko, středně a nízko teplotní viz. kapitola 2.4. s tím, že nízkoteplotní zářiče dosahovaly teploty do 450 °C. Princip vzniku infračerveného záření je u všech těchto zářičů stejný a popíšu je v kapitole 2.5.1. Zjistil jsem však, že se začínají ukazovat modernější zdroje infračerveného záření, které jsou opravdu nízkoteplotní a ty dosahují teplot do 60 °C. Z tohoto důvodu jsem vytvořil vlastní rozdělení a následovně popsal vlastnosti jednotlivých zdrojů.

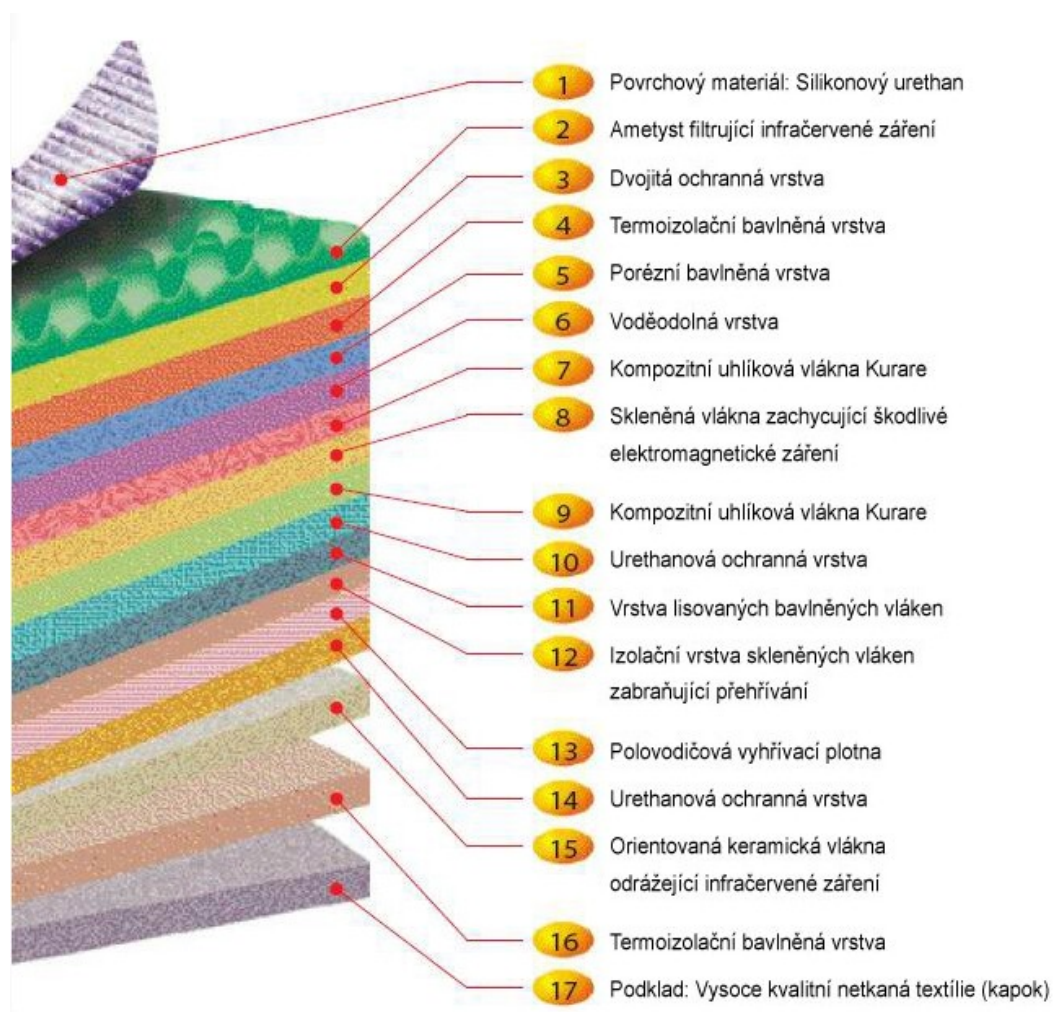
2.5.1. Vysokoteplotní infračervené zářiče

Nejpoužívanější principy vysokoteplotních infračervených zářičů vycházejí z patentovaných principů, kdy zahříváme jedním zdrojem druhý zdroj (nepřímé emitování světla), který vyzařuje fotony. Jako první část zdroje infračerveného zářiče se využívají wolframové elementy, které při vytvoření spirál nebo meandrů vytvářejí větší plochy a tvoří tak elektrický topný element. Mezi další vhodné materiály patří například slitiny železa, chromu a hliníku. Topný element nahřívá keramická topná tělesa a tento celek je uložen do mechanické optické sestavy, která infračervené záření směřuje a koncentruje do požadovaných vyzařovacích ploch. V odrazných plochách reflektorů se často využívá hliník, železo nebo zlato, které má nejlepší odrazné vlastnosti, protože nepodléhá oxidaci při vysokých teplotách a má vysokou infračervenou odrazivost.

2.5.2. Nízkoteplotní infračervené zářiče

Nízkoteplotní infračervené zářiče využívají principy karbonových polymerů. Topným elementem je uhlík a infračervené záření se vytváří v jednotlivých vrstvách polymerového materiálu. Popis tohoto principu je v tuto chvíli dosti komplikovaný a to především z toho důvodu, že se jedná o novou technologii, která podléhá jistému patentovému utajení. Pomocí těchto infračervených zářičů je však možno dosáhnout ideální vlnových délek pro oblast zahřívání lidské tkáně. Vlnové spektrum bývá 8-12 μm tedy vrchol tohoto spektra bude velmi blízko absorpčnímu spektru lidské tkáně (9,4 μm). Tyto zářiče mají podobu různých podložek, které se skládají z několika vrstev viz. obrázek č. 3. Tyto podložky díky nízké povrchové teplotě mohou být umístěny přímo pod novorozence. Díky tomu mají oproti keramickým vysokoteplotním zářičům nízkou spotřebu energie. Princip, na němž jsou tyto podložky založeny, je inspirován technologií oceněnou Nobelovou cenou objasňující funkci iontových kanálků v živých buňkách (Erwin Neher a Bert Sakmann získali v roce 1991 Nobelovu cenu za fyziologii a medicínu za objevy v oblasti "funkce iontových kanálků v buňkách") a technologii vyvinutou organizací NASA, jako prevence proti atrofii svalstva a orgánů ve stavu bez tíže.

Speciální infračervené podložky BioMat produkují pulzy energie, které procházejí přes vrstvu speciálních vláken. Tyto vlákna nesou název Japanese Super Kurera Fiber, tyto vlákna jsou carbon keramického materiálu dále pulsy procházejí přes amethystovou vrstvu, která je rozšiřuje na dlouhé vlnové délky světla, které mají větší hloubku prostupnosti v lidské tkáni.



Obrázek č. 3 Jednotlivé vrstvy matrace vyzařující infračervené záření [18]

Protože je oblast nízkoteplotních zářičů poměrně nová a české normy neumožňují její použití v oblasti ohřívání novorozenců na otevřených vyhřívaných lůžcích, budu se ve své práci zaměřovat na „starou“ technologii vysokoteplotních zářičů.

2.6 Infračervené záření a lidské tělo

Systém infračerveného záření zajišťuje průnik paprsků do kůže do hloubky cca 5 mm a tím vzniká zahřívací efekt, při kterém teplo proniká hluboko do svalové tkáně a také do vnitřních orgánů. Tělo zvyšuje tepovou frekvenci, začíná se více potit a tím vylučuje částečně toxické látky ven. V infrasauně se během jednoho cyklu spálí tolik kalorií jako při běhu od 10 do 15 km.

Infračervené záření je spjato s nejrůznějšími druhy ozdravných tělesných reakcí. Infračervený tepelný systém se může také podílet na péči o pokožku, kterou zvláčňuje. Využívá se k léčbě akné,

popálenin a celulitidy. Sportovci jej užívají k urychlenému doplnění nedostatku kyslíku ve svalech po fyzické zátěži. Urychluje hojení vymknutých kloubů a drobných ran. Infračervené záření se využívá v rezonanční absorpci.

Lidské tělo vyzařuje infračervenou energii skrze kůži v rozsahu 3 – 50 μm , kdy většina je kolem 9,4 μm . Dlaně vyzařují infračervenou energii mezi 8 – 14 μm . Uzdravování vyzařováním energie skrze dlaně – reiki, má v Číně tradici trvající více než 3000 let a základem jsou uzdravovací vlastnosti přírodního infračerveného záření. Indičtí jogíni také doporučují uzdravování skrze dlaně a to především ve spojitosti s úlevou unavených očí.

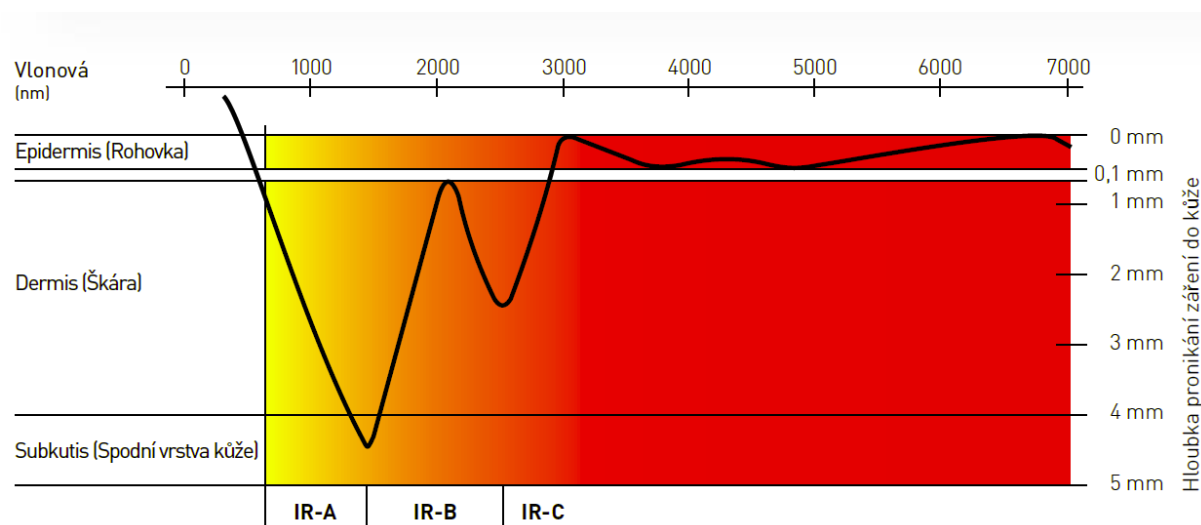
Působení infračerveného záření může mít také škodlivé účinky a to především při vysokých intenzitách, kdy může vést až ke vzniku popálenin. Dlouhovlnné infračervené záření proniká do větší hloubky tkání.

Akutní celkové postižení zářením se nazývají úžeh a úpal.

Úžeh vzniká celkovým přehřátím organismu slunečního i IR zářením na jeho vzniku se podílí rovněž teplota vzduchu, relativní vlhkost a proudění vzduchu, tedy celý tzv. termický komplex. Vzniká celkové přehřátí organismu, doprovázené nevolností a zvracením.

Úpal je zapříčiněn především přehřátím hlavy, přičemž dlouhovlnná složka IR-B může pronikat skrze povrchové struktury a dráždit mozkové obaly. Příznaky jsou podobné úžehu, více v popředí je však nevolnost a silné bolesti hlavy. Oba stavy mohou u disponovaných jedinců vyvolat epileptické nebo epileptiformní křeče. Prevencí obou je vyhýbání se otevřenému prostranství na slunci a dostatečný pitný režim, prevencí úpalu pak navíc nošení pokrývky hlavy. V 19. století nosili evropští návštěvníci tropických zemí tzv. tropické helmy, vybavené mezivrstvou, pohlcující infračervené záření.

Je diskutováno o vlivu extrémní dlouhodobých expozic IR záření na kůži, kdy byly popsány (spíše jako rarita) případy vzniku nádorů na takto ozařovaných místech. Např. u buddhistických mnichů, nosících ve vysokohorských podmínkách pod oděvem košík se žhavými uhlíky (zde byla možnost současného působení chemických látek) nebo u osob, které dlouhá léta spávaly na zapnuté elektrické podušce a měly změny od hyperpigmentace až po nádorové bujení rozmístěny na kůži jako „fotografii“ odporových drátů v přístroji. Rozhodně je však riziko takovýchto poruch zdraví velice nízké. [1] [2] [12]



Obrázek č. 4 Hloubka pronikání různých oblastí spektra IR záření do kůže [4]

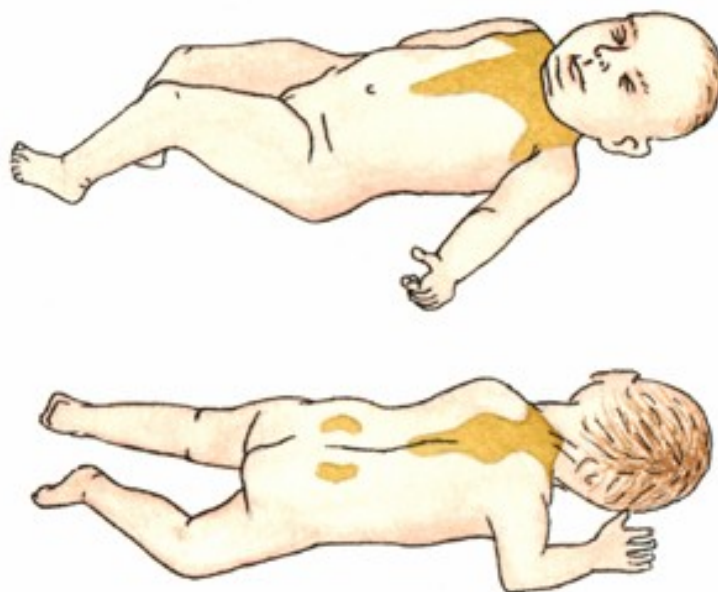
2.7 Termoregulace plodu a novorozence

V pediatrii je od počátku 20. století kladen velký důraz na udržování termoneutrality kojenců. Již v roce 1900 Pierre-Constant Boudin předvedl, že v přežití kojenců, kteří vážili pod 2000g, byly nápadné rozdíly. Jejich přežití záviselo pouze na teplotě v konečníku. Úmrtnost kojenců se základní tělesnou teplotou, která byla nižší než 35 °C, byla více než 90% a u kojenců s teplotou nad 35 °C pouhých 23%. Boudin navrhl inkubátor, který zajišťoval ohřívání vzduchu a vlhkost, a tak přesvědčivě předvedl, že jeho použití by mohlo dramaticky přispět k záchraně životů dětí.

Novorozenec se rodí s poměrně vysokou rektální teplotou mezi 37-38 °C. Tato teplota je velmi podobná teplotě matky dítěte. Po porodu však teplota velmi rychle klesá. Pokles dosahuje maxima ve 30.-60. minutě a od první hodiny života pozvolna stoupá. Celkově by pak pokles teploty neměl u donošených dětí dosahovat více než 1,5-2,5 °C.

Příčina poklesu teploty po porodu se v dnešní době nedává do souvislosti s anatomicou nezralostí nervové soustavy, mnohem důležitější je spíše relativně velký povrch těla, u některých novorozenců malá tuková zásoba a vlhkost povrchu kůže po porodu. Další příčinou může být také slabá svalová činnost a nedostatečné krytí ztrát tepla z energetických zdrojů novorozence. Pro novorozence je velmi důležitá netřesová termogeneze v hnědé tukové tkáni pro udržení teploty těla. Ta se začíná tvořit již v 19. týdnu těhotenství. Buňky hnědého tuku jsou inervovány sympatikem a obsahují velké množství mitochondrií. Každá z mitochondrií obsahuje ve své vnitřní membráně protein termogenin. Tento protein umožňuje průchod protonů z mezimembránového prostoru do matrix, protony však neprocházejí

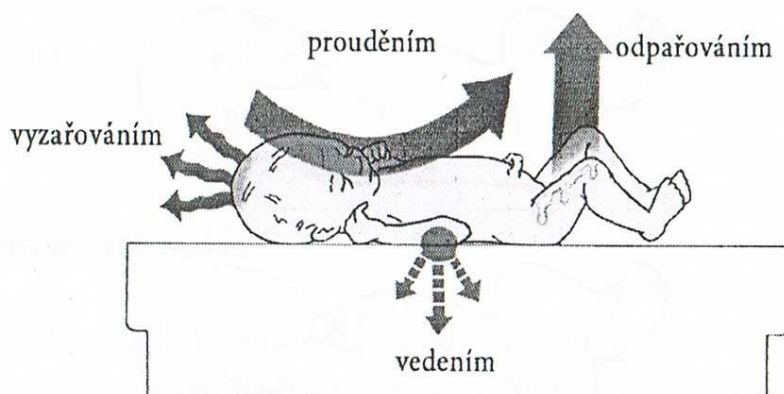
přes ATP-syntázu, není syntetizováno ATP. Energie z tohoto přenosu je uvolněna ve formě tepla, které slouží k udržování stálé tělesné teploty novorozence. Tato hnědá tuková tkáň tvoří asi 5% hmotnosti těla novorozence a je uložena mezi lopatkami, v zátylku, podél velkých cév v hrudníku a břiše. Teplo vytvořené v těle ohřeje krev a je transportováno k tělesnému povrchu. Důležité je proto i prokrvení kůže. [3] [12]



Obrázek č. 5 Rozložení hnědého tuku u novorozence [3]

2.7.1 Ztráty tepla novorozence

Novorozenec ztrácí teplo čtyřmi způsoby viz. obrázek 6.



Obrázek č. 6 Ztráty tepla u novorozence [3]

Prouděním (konvencí), tj. předáváním tepla chladnému vzduchu, který dítě obklopuje. Tyto ztráty jsou největší, když je dítě nahé.

Vyzařováním (radiací), tj. Předáváním tepelné energie chladnějším objektům v okolí. K tomuto stavu dochází především u dětí na otevřeném vyhřívaném lůžku nebo u dětí v inkubátoru s jednoduchou stěnou, který je v blízkosti okna, za kterými je zima (mrzne). Dítě vyzařuje své teplo k chladné stěně inkubátoru a k chladnému oknu.

Odpařování (evaporaci), tj. Odevzdáním tepla odpařováním vody z kůže a dýcháním. Asi 20% tepla se ztrácí z dýchacích cest, zbytek odpařováním vody z povrchu kůže. Nejde však o pocení. Ztráty jsou největší hned po porodu, dokud je dítě mokré od plodové vody nebo při koupání. Dále pak u nedonošených novorozenců pro jejich tenký kožní kryt.

Vedením (indukcí), tj. přímým předáváním tepla chladnějším předmětům, které jsou v přímém kontaktu s tělesným povrchem dítěte. K těmto ztrátám dochází např. při vážení dítěte nebo vyšetřování dítěte na přebalovacím stole, pokud se pod nahé dítě nepodloží plena, která zabrání styku pokožky s chladným povrchem. [15]

2.7.2 Teplotní stres

Novorozenci mohou být vystaveni dvěma typům teplotního stresu: přehřátí a podchlazení.

Přehřátí - Teplota vyšší než 37,5 °C vzniká následkem nesprávného použití tepelných zařízení (inkubátory, zářiče, vyhřívací podložky apod.). U předčasně narozených novorozenců může přehřátí vést k horečce a ke zhoršení celkového stavu, což se projeví opakujícími se apnoickými pauzami, tachykardií, neklidem, v nejtěžších případech se může objevit edém mozku a křeče. Přehřáté dítě leží v tzv. Opalovací poloze, jeho pokožka je červená a donošený novorozenec se potí. Zvýšenou teplotu dítěte snižujeme změnou prostředí (vyvětráním, snížením nastavené teploty v inkubátoru nebo na otevřeném vyhřívaném lůžku, odstraněním přebytečného oblečení a hrazením tekutinového a energetického deficitu spojeného s horečkou). Dítěti můžeme přiložit i chladivé obklady na hlavičku. V případě vysoké horečky (nad 39 °C) provedeme i zábal hrudníku nebo podáme infuzní roztok přes led. U nezralých novorozenců však může takto podaná infúze vyvolat bradykardii.

Podchlazení - Teplota nižší než 35,5 °C je výsledkem nesprávného vyhodnocení teplotních ztrát dítěte a možností jejich ovlivnění. U předčasně narozených novorozenců vede podchlazení ke zhoršení stavu a ke zvýšené mortalitě. Podchlazené dítě leží schoulené do klubíčka nebo silně pláče ve snaze udržet si teplo. Mezi další projevy patří také hypotonie, hypoglykémie, metabolická acidóza a z toho

vyplývající následky pro organismus. Nezralý novorozenec reaguje změnou barvy kůže (mramorovaná) a změnou chování (letargie). Podchlazené dítě musíme zahřívat postupně o 1 °C za 1 hodinu. Můžeme použít odporovou teplotní sondu k servoregulaci teploty, speciální přikrývku (termofolii) nebo teplou plenu. Dítě v inkubátoru však nesmíme zabalit do většího množství plen nebo do dečky, protože taková izolace může naopak zabránit proniknutí teplého vzduchu k jeho tělu. Protože hlava novorozence zaujímá $\frac{1}{4}$ z celkové plochy jeho těla, je vhodné použít k zahřátí dítěte také čepičku. V praxi je riziko teplotního stresu nejvyšší u předčasně narozených novorozenců a dětí v nevhodném prostředí. Častější bývá podchlazení. Předčasně narození novorozenci mají produkci tepla na jednotku tělesné hmotnosti všeobecně nižší a jejich schopnost tuto produkci zvýšit v závislosti na podchlazení je porušená, protože mají omezené zásoby hnědého tuku a sníženou pohyblivost (třesová termogeneze). Tepelné ztráty předčasně narozených novorozenců jsou mnohem větší, protože jim chybí „izolační“ vrstva podkožního tuku a schopnost reagovat na chlad vazokonstrikcí a změnou polohy je snižena. Také ztráta vody odpařováním přes kůži je v prvních dnech po porodu vysoká a z toho vyplývá i velká ztráta tepla. Prostředí, které vyhovuje matkám, lékařům, porodním asistentkám a dětským sestrám je pro novorozence příliš chladné. Dítě se narodí vlhké do chladné místnosti, kde je velké proudění vzduchu (průvan). Tepelné ztráty prouděním, odpařováním a vyzařováním jsou proto vysoké. Tělesná teplota rychle klesá a ke snížení těchto ztrát musí být okamžitě provedena opatření. Tato opatření rozlišujeme podle toho, zda se jedná o dítě donošené a zralé nebo o nedonošené nezralé. [3]

2.8 Zajištění teplotně neutrálního prostředí pro novorozence

2.8.1 Historie

Historicky první inkubátor, tzv. Ruehlovu kolébku, používal v Petrohradě od roku 1835 v carském nalezinci osobní lékař manželky cara Pavla I. Marie Fjodorovny. Jednalo se o pouhou vaničku s dvojitými stěnami ze železného plechu natřenými olejovou barvou. Novorozence zahřívala teplá voda nalitá mezi stěny. Další modely inkubátorů se objevily v 60. letech 19. století ve Francii, Anglii a v USA. Pro domácí použití byl určen například inkubátor, jehož stálou teplotu měly zajišťovat střešní tašky nahřáté na kamnech. V Paříži se zase používaly vyhřívané inkubátory, do kterých mohlo být umístěno až šest dětí současně. Počátkem 20. století se v inkubátorech začal používat elektrický proud. Nejprve se vytápěly pomocí žárovek, regulace teploty však byla nespolehlivá a novorozencům hrozilo přehřátí. Značnou nevýhodou bylo mimo jiné i to, že do inkubátorů nebylo vidět - kryty byly vesměs dřevěné nebo kovové. K výraznému zdokonalení konstrukce došlo až ve 30. letech. Jako materiál pláště se začalo používat průhledné plexisklo a uvnitř inkubátorů bylo zavedeno proudění vzduchu čištěného pomocí bakteriálního filtru. Byla zavedena

dokonalejší regulace teploty i vlhkosti vzduchu a přívod kyslíku. Tyto inkubátory významně přispívají ke snížení kojenecké úmrtnosti v moderním světě a z tohoto důvodu bývají často součástí rozvojové pomoci. Kromě inkubátorů se využívají v poslední době ve velké míře také vyhřívaná otevřená lůžka.

Protože cílem této diplomové práce je najít vhodný infračervený zářič, který bude použit právě ve vyhřívaném lůžku, nebudu se již dále problematice vyhřívání věnovat v oblasti inkubátorů, ale v oblasti vyhřívaných lůžek. [3] [16]

2.8.2 Novorozenec na otevřeném lůžku

Otevřená lůžka slouží obvykle k teplotní stabilizaci a léčbě hyperbilirubinémie, umožňují neomezený přístup k dítěti. Využívají se především ke krátkodobé péči a to z důvodu, že zde nelze regulovat a kontrolovat vlhkost prostředí (tak jako v inkubátoru). Nevýhodou je i vyšší riziko vystavení dítěte infekci ze zevního prostředí.

Používají se k léčbě hyperbilirubinémie (novorozenecká žloutenka) pomocí fototerapeutických přístrojů, která bývá zabudována do horního panelu, také při ošetřování dítěte na umělé plicní ventilaci, pro předoperační a pooperační péči a při provádění operačních zákroků.

Současným trendem dnešní doby je stále rostoucí poptávka po hybridních novorozeneckých inkubátorech, které umožňují rychlou přeměnu novorozeneckého inkubátoru na otevřené lůžko vysunutím horního dílu inkubátoru. Toto umožňuje provádět rychlé zákroky (např. resuscitace) na novorozenci přímo v inkubátoru bez nutnosti přenášení novorozence. [3]



Obrázek č. 7 Hybridní inkubátor – ATOM Hybrid inkubátor [7]

Teplota vyhřívání otevřeného lůžka pomocí infračerveného zářiče se nastavuje na ovládacím panelu, lze také použít teplotní sondu, která se nalepuje na kůži dítěte. Doporučené teploty kůže na břiše novorozence jsou vyšší než v inkubátoru viz. tabulka 2

Porodní hmotnost (g)	Teplota kůže na břiše (°C)
< 1000	37,0
1000 – 1500	36,8
1500 – 2000	36,6
2000 – 2500	36,4
> 2500	36,2

Tabulka č. 2 Doporučené teploty kůže na břiše novorozence při ošetřování na otevřeném vyhřívaném lůžku [3]



Obrázek č. 8 Příklad vyhřívaného lůžka s infračerveným zářičem [7]

3 Technické prostředky a jejich normy

3.1 Platná legislativa

Zde jsou shrnuty informace o zákonech, směrnicích, nařízeních a vyhláškách, které stanovují technické požadavky na zdravotnické výrobky.

Související zákony:

Technické požadavky na výrobky - zákon č. 22/1997 Sb.

Obecná bezpečnost výrobku - zákon č. 102/2001 Sb.

Zdravotnické prostředky - zákon č. 123/2000 Sb.

Tyto tři zákony tvoří pomyslnou základnu požadavků a právních norem, které mají pro zdravotnické prostředky obecnou závaznost. Obsah těchto zákonů je dále rozšiřován a upravován nařízeními vlády a různými směrnicemi. Níže uvádím vládní nařízení, která jsou ekvivalentní k patřičné směrnici rady evropského společenství.

Technické požadavky na zdravotnické prostředky

Evropské	Směrnice Rady 2007/47/EC
České	Nařízení vlády č. 245/2009 Sb.

Technické požadavky na výrobky z hlediska jejich elektromagnetické kompatibility

Evropské	Směrnice Rady 2004/108/ES
České	Nařízení vlády č. 616/2006

Tyto nařízení jsou dále upřesněny a konkretizovány technickými normami, které slouží pro vývoj a výrobu daného zařízení. [9] [10]

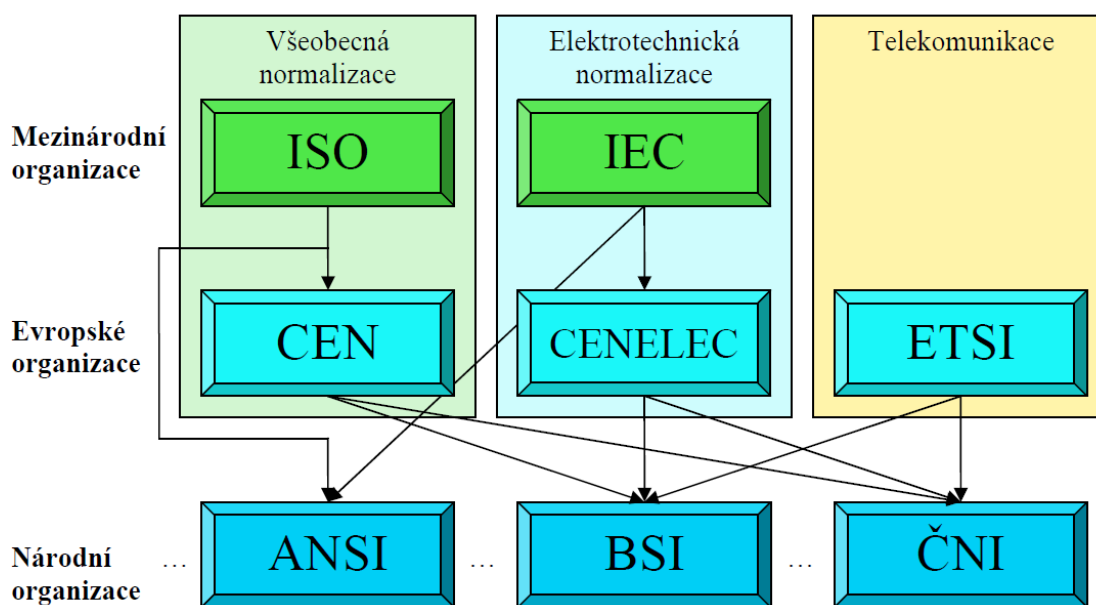
3.2 Normy

Splnit požadavky norem není v současné době na většině světového trhu závazné. Splnění norem je však z pravidla vyžadováno samotnými zákazníky. Normy mají tedy doporučující charakter. Ve zdravotnictví lze význam norem shrnout do třech hlavních bodů:

- Pro vývojáře a výrobce jsou praktickou a důležitou pomůckou a vzhledem k platné legislativě jsou pro ně nepostradatelné.
- Pro uživatele zdravotnických prostředků slouží k porozumění tvrzením výrobce a pochopení, co mohou od výrobku očekávat a od jeho výrobce vyžadovat.
- Požadavky na bezpečnost pacienta ve zdravotnictví jsou také jejich nezbytnou součástí.

3.2.1 Organizace, které se věnují normalizaci

Každá norma, která je vydána konkrétní organizací, má omezenou platnost na konkrétní státy či jejich skupiny dle mezinárodních dohod. Na obrázku 9 jsou uvedeny základní světové organizace, které se zabývají normalizací. Propojení šipkami znázorňuje jejich provázanost a vztahů mezi nimi.



Obrázek č. 9 Organizace věnující se normalizaci

ISO - Mezinárodní organizace pro normalizaci (International Organization for Standardization)

IEC - Mezinárodní elektrotechnická komise (International Electrotechnical Commission)

CEN - Evropský výbor pro normalizaci (European Committee for Standardization)

EN - CENELEC - Evropský výbor pro normalizaci v elektrotechnice (European Committee for Electrotechnical Standardization)

ETSI - Evropský ústav pro telekomunikační normy (European Telecommunications Standards Institute)

BSI - Britská normalizační instituce (British Standards Institution)

ANSI - Americký národní normalizační institut (American national standards institute)

ČSN - Úřad pro normalizaci, metrologii a zkušebnictví (ÚNMZ)



3.2.2 Normy pro zdravotnické elektrické přístroje

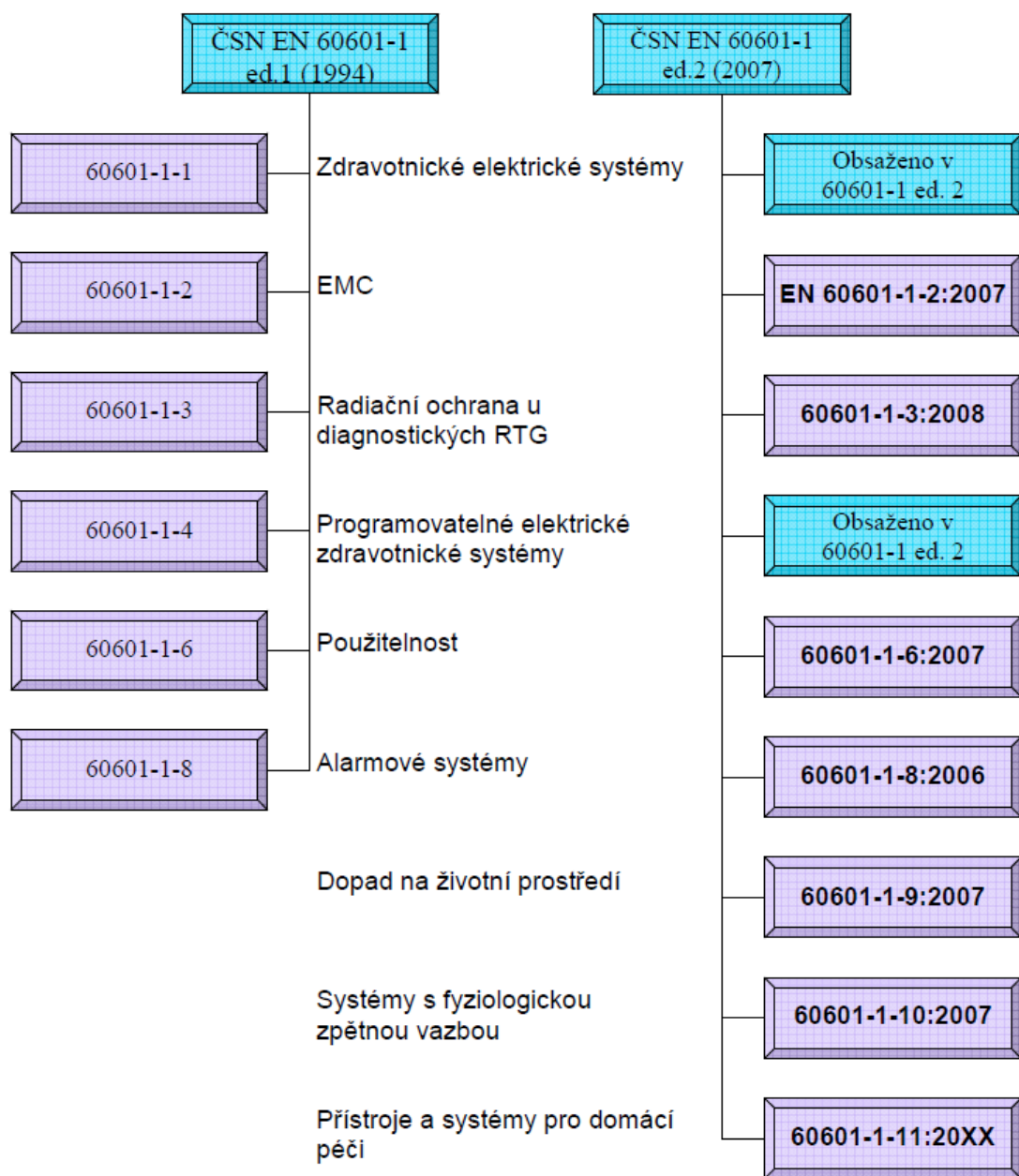
Základní normou, která je upravována dalšími skupinovými a specifickými normami, jejichž obsah zároveň sjednocuje je:

ČSN EN 60601-1-Zdravotnické elektrické přístroje

Část 1: Všeobecné požadavky na bezpečnost

Z norem které jsou uvedeny na obrázku 10 se infračerveného zářiče použitého ve vyhříváním lůžku pro novorozence kromě základní normy na zdravotnické elektronické přístroje ČSN EN 60601-1 týkají především ČSN EN 60601-1-2 stanovující požadavky na elektromagnetickou kompatibilitu přístroje a to jak z hlediska vyzařování samotného přístroje a ovlivňování okolních zařízení, tak především i jeho odolnosti vůči elektromagnetickému rušení z vnějšího prostředí.

Dále je to norma ČSN EN 60601-1-4 o programovatelných elektrických zdravotnických systémech a norma ČSN EN 60601-1-6 stanovující požadavky na použitelnost. [9] [10]



Obrázek č. 10 Porovnání změn norem [10]

4 Výběr vhodného infračerveného zářiče

Pro použití na termostatickém novorozeneckém lůžku, jsem začal vybírat vhodný zdroj samotného infračerveného záření. Najít zářič, který bude pro toto požití ideální, byla jedna z nejkomplicovanějších fází této diplomové práce. Nejprve je potřeba si uvědomit, jaké vlnové délky jsou pro ohřívání novorozence ideální a co nejvíce efektivní. Bylo by zbytečně a dokonce nevhodné používat široká spektra záření, protože cílem je ohřev novorozenecké tkáně. Dále v dané vlnové délce najít zářič, který lze pro terapeutické použití použít a zároveň brát ohled na rozměry zářiče a především na povrchovou teplotu zářiče.

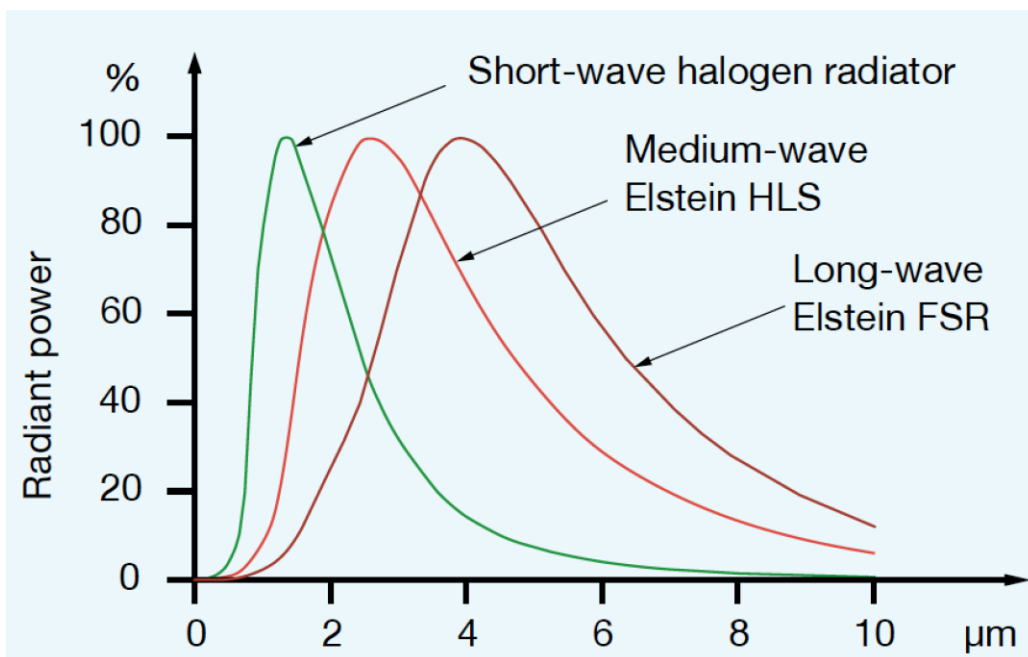
Velké množství zářičů, které se používá např. v infračervených saunách nebylo možno použít z důvodu velkých rozměrů a nevhodných vlnových délek. V infračervených saunách se totiž používají zářiče s vlnovou délkou 4 – 17 μm . Lidské tělo má přitom vrchol absorpce okolo 9,7 μm . Ideální zářič, pro mé použití, by měl mít tedy vlnovou délku v užším spektru okolo této hodnoty.

Zkoušel jsem tedy zjistit, jaké zářiče používají stávající výrobci vyhřívaných lůžek pro novorozence. Bohužel se mi nepodařilo od žádného z výrobců tuto informaci získat a je vidět, že firmy si tuto informaci velmi chrání.

Po vyčerpávající rešerši v této oblasti se mi podařilo úspěšně kontaktovat jednu z předních světových firem, která se zabývá vývojem a výrobou infračervených zářičů a příslušenstvím pro různá použití a odvětví. Tato společnost byla založena v Northeimu a již více než 60 let se této oblasti věnuje a nese jméno Elstein. Srovnání těchto zářičů jsem provedl s Čínskou firmou, která je etablovaná na východních trzích. Vzhledem ke komunikačním možnostem a ochotě spolupráce zmíněných firem s cíle dodat referenční vzorky vyšla vítězně Německá firma.

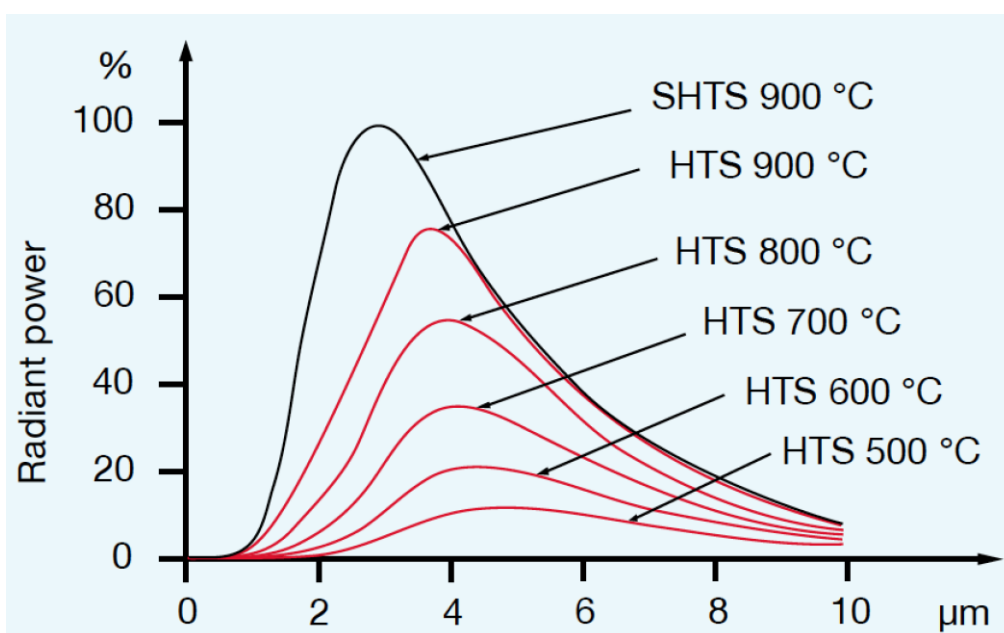
4.1. Elementární vlastnosti zářičů Elstein

Obecně se infrazářiče klasifikují podle maximální vlnové délky spektrálního zářivého toku na krátkovlnné, středovlnné a dlouhovlnné infrazářiče. U krátkovlnných infrazářičů je maximum vlnové délky menší než 1,5 μm . Dlouhovlnné zářiče jsou takové, jejichž maximum je větší než 3 μm . Středovlnné zářiče se poté pohybují mezi těmito hodnotami. Na obrázku 11 můžeme vidět spektrální šíření energie několika topných těles v těchto třídách, platí zde, že čím vyšší je teplota infrazářiče, tím kratší je vlnová délka záření.



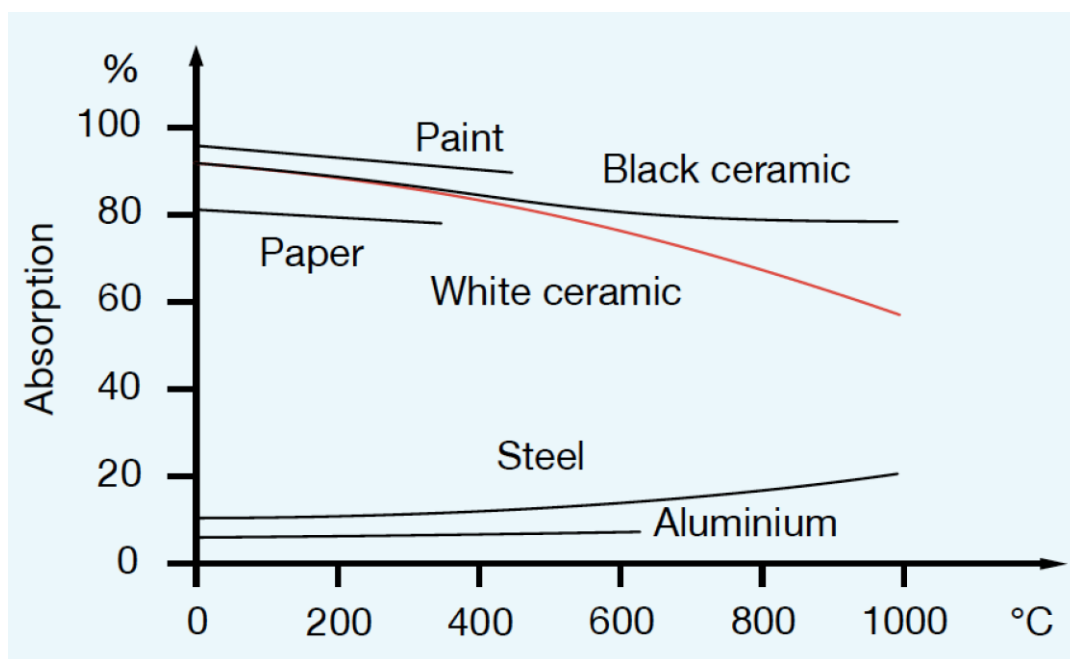
Obrázek č. 11 Spektrální šíření energie různých tříd infračerveného záření [11]

Vyzařovaný výkon je závislý na teplotě infrazářiče a na jeho povrchu. Obrázek 12 zobrazuje spektrální šíření energie infrazářičů SHTS a HTS společnosti Elstein při různých teplotách povrchu. Jak je zde vidět, při stejných teplotách vyzařuje černý zářič (SHTS) podstatně více než bílý zářič (HTS). Pozitivní vliv má zde černá glazura avšak až při vysokých teplotách nad 800 °C. Obrázek také ukazuje, že díky zářivým vlastnostem bílé glazury je spektrální zářivý tok HTS infrazářičů prakticky nezávislý na teplotě.



Obrázek č. 12 Spektrální šíření energie infrazářičů SHTS a HTS [11]

Je také potřeb si uvědomit, že všechny materiály mají odlišné hodnoty záření, jelikož částečně záření odrážejí, nebo jako v případě skla jimi záření prochází. Obrázek 13 např. ukazuje různé absorpční schopnosti světlého hliníku a keramiky. Hliník absorbuje kolem 15% , zbytek se odráží. Na druhé straně keramika absorbuje kolem 90% záření. Jelikož jsou absorpce a vyzařování v každém tělese založeny na stejných fyzikálních příčinách, je zřejmé, že keramika je ideální jako materiál pro infrazářiče.



Obrázek č. 13 Absorpční schopnosti materiálů [11]

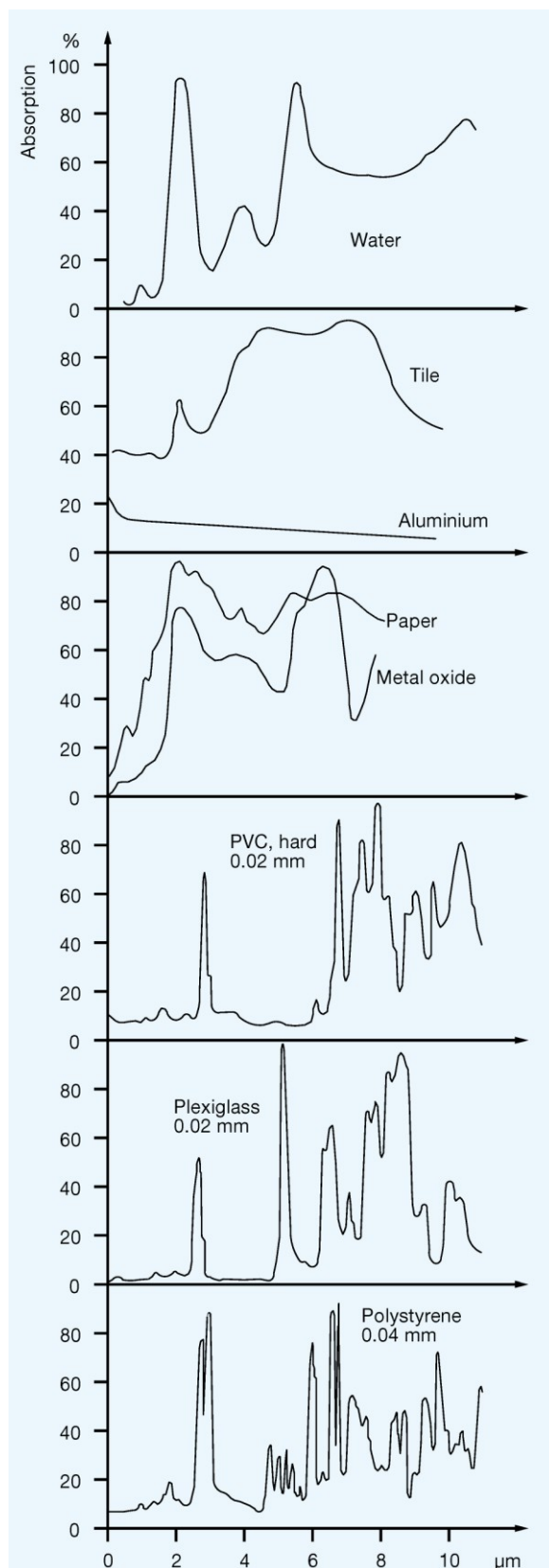
Energie, která je vyzařovaná tělesem zhruba závisí na čtvrté mocnině absolutní teploty což je patrné z obrázku 12. Z tohoto důvodu probíhá provoz infrazářičů při teplotách od 300 °C, aby se dosáhlo dobré účinnosti. V praxi je nutné brát na vědomí, že zahřátý materiál také vyzařuje infračervené záření. Daný materiál je tedy zahřívám jen rozdílem mezi příslušnými zářivými výkony.

4.2. Absorpční spektra materiálů

Protože infračervený zářič bude umístěn v reflektoru, je také potřeba zabývat se absorpčním spektrem různých materiálů a vybrat vhodný materiál.

Kromě pár drobných rozdílů jsou absorpční spektra mnohých materiálů u středovlnných a dlouhovlnných infračervených rozsahů velmi podobná viz. obrázek 14 Zatímco oxidy kovů a minerální materiály absorbují trvale dobře asi od 3 μm , plasty s malou tloušťkou vykazují

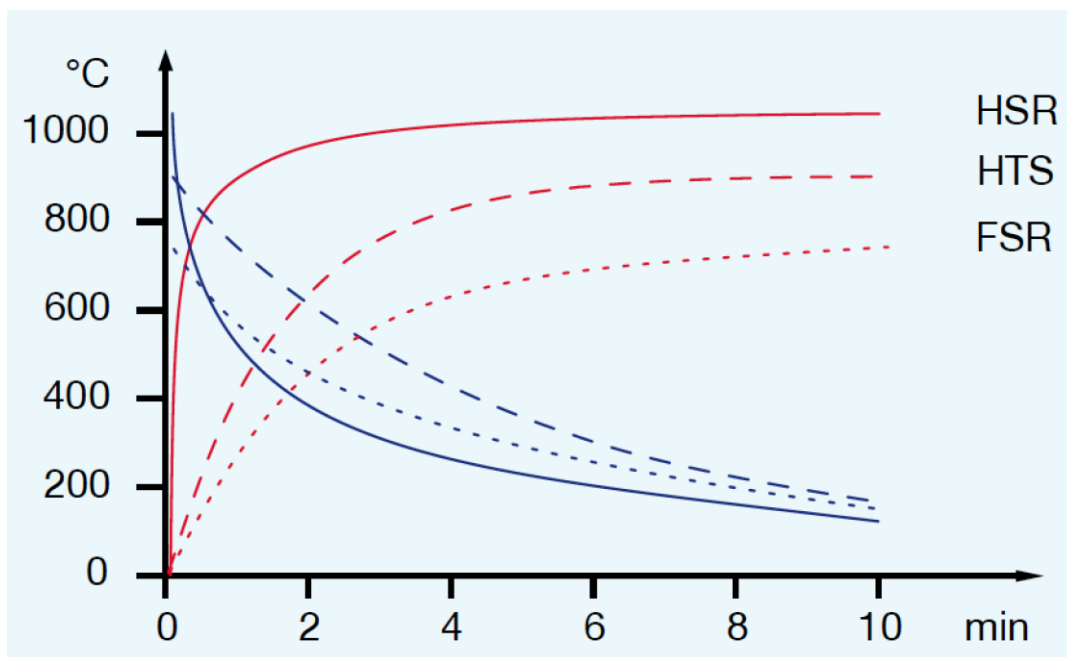
charakteristická absorpční pásma. V rozsahu těchto vlnových délek je absorpce energie velmi vysoká. Na druhou stranu, pokud jsou zahřívány světlé nebo leštěné kovy, je absorpce sotva patrná. Infračervené záření se v první řadě odráží. Odrazivost je dána elektrickou vodivostí a povrchovými vlastnostmi kovu. Drobné změny ve vlastnostech povrchu, jako např. větší hrubost, oxidové vrstvy, nebo vrstva nátěru v těchto případech také umožňují zahřívání infračerveným zářením. Vzhledem k tomu, že reflektor, ve kterém bude umístěn infračervený zářič, by měl především v co největší míře odrážet záření na požadovanou plochu a co nejméně toto záření pohlcovat, bude rozhodně z hliníkového vysoce lesklého materiálu.



Obrázek č. 14 Absorpční charakteristika různých materiálů [11]

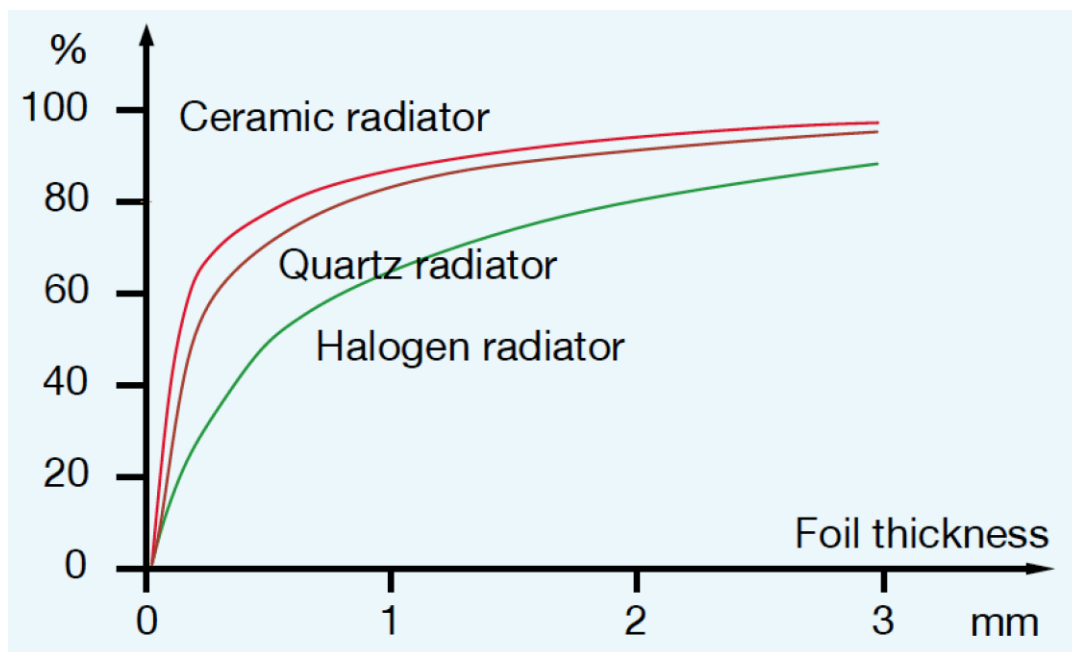
4.3. Výkon infrazáříčů Elstein

Infrazáříče Elstein se liší svoji mechanickou konstrukcí. Některé infrazáříče řad HTS mají integrovány tepelně izolační materiály, takže dosahují značně kratší doby zahřívání a také chlazení v porovnání s infrazáříči řady FSR. U supervýkonných záříčů HSR je dokonce zvýšena časová výkonnost trojnásobně.



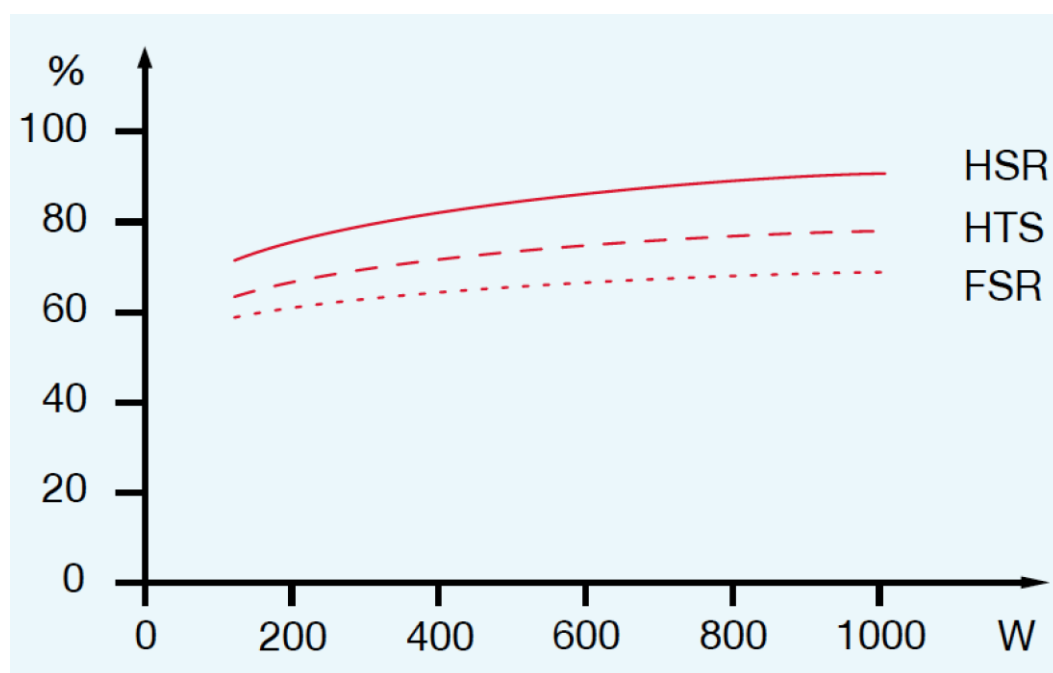
Obrázek č. 15 Doba zahřívání a chlazení záříčů Elstein [11]

Zahřívání a ochlazování infrazáříče se dá snáze posoudit pomocí tepelné citlivosti kůže nežli pohledem. Např. při zhasnutí halogenového reflektoru se světlo vypne okamžitě, ale skleněná trubice ještě několik minut do okolí rozptyluje uchované teplo ve formě infračerveného záření. Infračervené záření je odráženo, přenášeno a absorbováno. Tyto tři jevy se vyskytují v různých poměrech v závislosti na použitém zdroji infračerveného záření a na vlastnostech zahřívajícího materiálu. Požadovaným jevem, který způsobuje zahřívání lidského těla, materiálu, je absorpce, takže by tato složka záření měla být co možná největší. Vysoký podíl odrážení a přenášení snižuje výkonnost infrazáříče. Obrázek 15 zobrazuje příklad tří různých zdrojů infračerveného záření zahřívajících průhlednou fólii – dlouhovlnné infračervené záření keramického infrazáříče má nejvyšší účinnost.



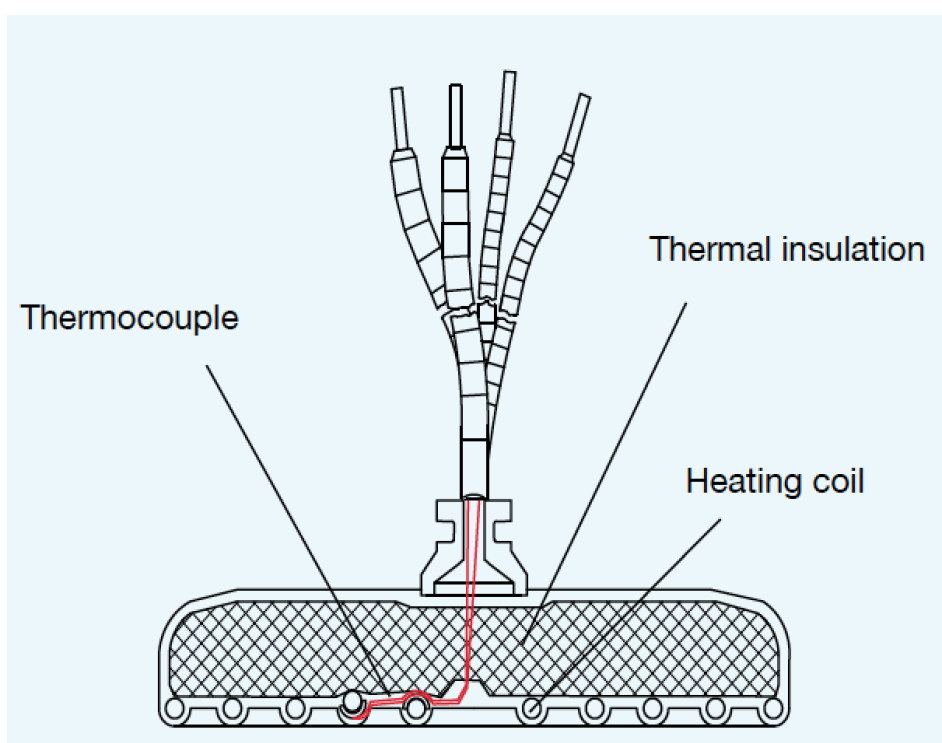
Obrázek č. 16 Absorpce průhledných fólií [11]

Účinnost infrazářičů Elstein může v ozařovaných místech dosáhnout hodnot až přes 80%. Při používání infrazářičů je zapotřebí zaznamenat a dodržovat mezní teploty uvedené na u každého topného tělesa. Pokud jsou teploty překročeny, může dojít k poškození keramiky a výhřevného vodiče. Stejně je potřeba dbát na to, aby při jeho instalaci bylo topné těleso chráněno proti pádu, nárazům nebo vlhkosti při vychladnutí.



Obrázek č. 17 Účinnost zářičů v závislosti na výkonu [11]

Infrazářiče Elstein, ze kterých vybírám vhodný zářič, jsou k dispozici s různými úrovněmi výkonu. Např. Infrazářiče HTS mají úrovně výkonu pohybující se od 250 W po 1000 W. V praxi jsou nicméně požadovány jiné výkony. Existují 3 různé způsoby, jak přizpůsobit zářivý výkon požadavkům na zahřívání novorozence nebo libovolného materiálu. Nejjednodušší způsob by bylo měnit vzdálenost mezi infrazářičem a zahříváním materiálem. To je doporučeno pouze v případě, že se jedná o samostatné topné těleso. Druhým způsobem je regulace výkonu, např. pomocí stmívače, které se používají v osvětlení. Třetím a nejvhodnějším způsobem je přizpůsobení výkonu regulací teploty pomocí infrazářičů s integrovaným termočlánkem. U infrazářičů Elstein, které mají termočlánek, je termočlánek umístěn mezi vyzařujícím povrchem a výhřevnou cívkou viz. obrázek 18.



Obrázek č. 18 Umístění termočlánku v infrazářiči [11]

Signál termočlánku je dál veden speciálním vedením např. na vstup digitálního regulátoru. Tento regulátor teploty zapíná nebo vypíná jednotlivé infrazářiče nebo celé skupiny infrazářičů pomocí jedné nebo několika tyristorových přepínacích jednotek. V infrazářičích se tak nastaví průměrný výkon závisící na době, po kterou jsou infrazářiče zapnuty. Před tyristorovými spínacími jednotkami je zapojena velmi rychlá pojistka, která jednotky chrání před zkratem. S použitím několika regulátorů je pak možné vytvořit na vyhřívání plochách zóny, např. tak, aby některá místa produktu byla zahřívána silněji nebo slaběji.

Důležitá je také životnost infračervených zářičů. Ta velmi závisí na podmínkách používání a teplotách, při jakých je infrazáříč v provozu. Při normálních provozních podmínkách v jakých bude náš záříč sloužit je životnost následovná:

- při 400 °C přibližně 20.000 hodin
- při 700 °C přibližně 10.000 hodin
- při 900 °C přibližně 8.000 hodin
- při 1100 °C přibližně 2.000 hodin

Negativními faktory, které mohou ovlivňovat životnost, jsou např. chemické znečištění (chlórem, fluórem, kyselinou fluorovodíkovou, hydroxidem sodný, dusíkem nebo peroxidem), nadměrné mechanické zátěže či napětí, přehřátí nebo přepětí (napětíové špičky).

4.4. Keramický infračervený tyčový záříč

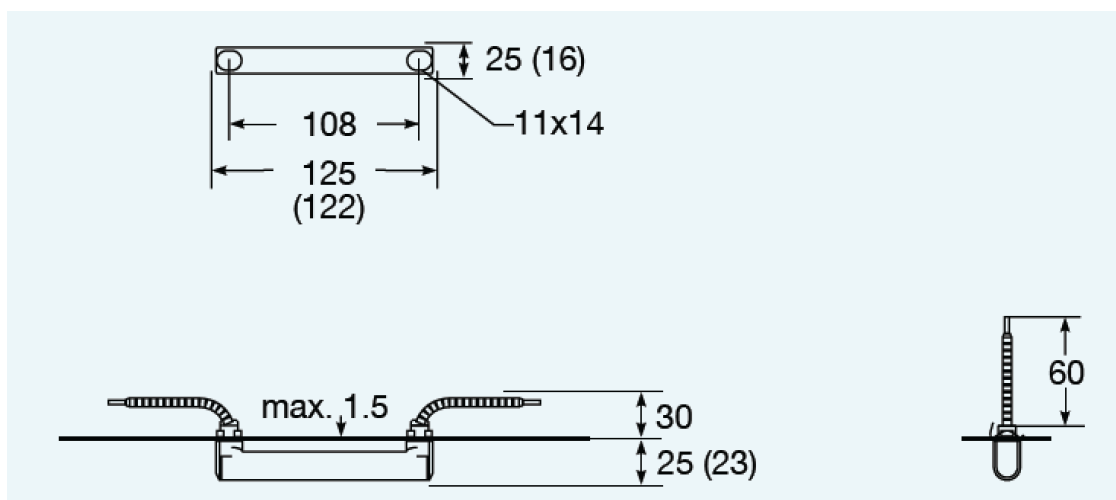
Z širokého portfolia infračervených zářičů společnosti Elstein jsem vybral pro tento účel keramický infrazáříč IRS, který je určen pro provozní teploty do 650 °C. Poté jsem konzultoval vhodnost tohoto výběru s odborníky společnosti Elstein, kteří mi nezávazně na mém rozhodnutí doporučili stejný typ záříče. Tento záříč je doposud nejhodnější vysokoteplotní infračervený záříč, který emituje v požadovaném pásmu 2 – 15 μm .



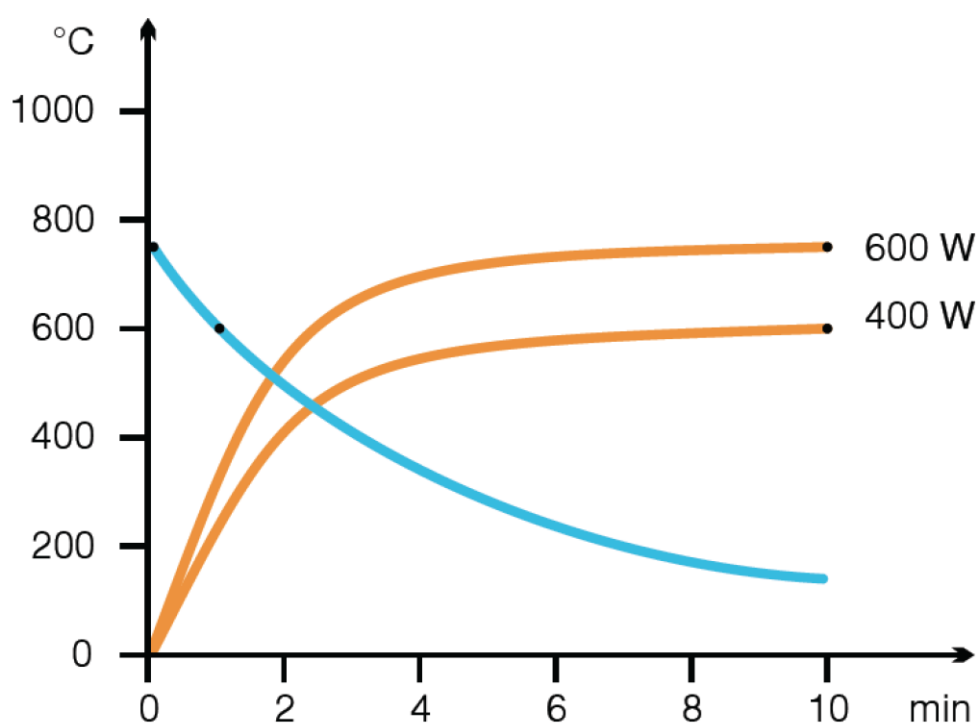
Obrázek č. 19 Tyčový záříč IRS

Díky tyčovému tvaru se záříče IRS hodí zejména pro lineární výhřevné úkony. Tyto záříče jsou k dispozici v provedeních od 200 W do 600 W. Po konzultaci v nemocnicích a rešerši v oblasti již stávající techniky, jsem jako vhodné řešení zvolil umístit na lůžko dva záříče. Každý z těchto záříčů

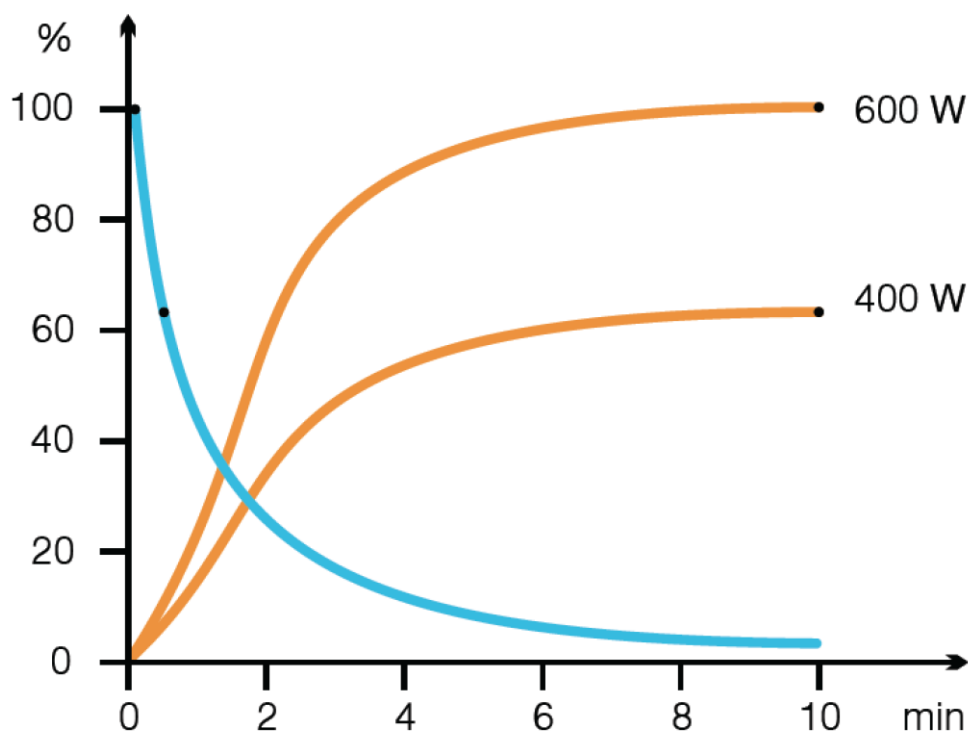
má výkon 300 W. Použití dvou zářičů by mělo zajistit rovnoměrné zahřívání celé ložné plochy v dostatečné míře.



Obrázek č. 20 Montážní rozměry a rozměry zářiče IRS/2 v milimetrech [11]



Obrázek č. 21 Doba nahřátí a chladnutí zářičů IRS (zahřívání – červená křivka, chlazení – modrá křivka) [11]



Obrázek č. 22 Závislost výkonu záření na zahřátí/chlazení zářiče (zahřívání – červená křivka, chlazení – modrá křivka) [11]

Typ - IRS/2	50 g	200	300	W
Povrchová hustota výkonu		48.0	72.0	kW/m ²
Typická provozní teplota		550	650	°C
Maximální přípustná teplota		750	750	°C
Rozsah vlnové délky		2-10	2-10	μm

Tabulka č. 3 Provozní parametry zářiče IRS/2 [11]

Tento infračervený zářič je dodáván v konfiguraci s termočlánkem typu K (NiCr – Ni), který umožňuje měřicí rozsah -200 °C – 1200 °C.

4.5. Aplikační bezpečnost

Pokud bychom se měli věnovat aplikační bezpečnosti používání vybraného zářiče na otevřeném lůžku, pak jako hlavní bezpečnostní riziko považují především vysokou povrchovou teplotu keramiky zářiče, která dosahuje teplot okolo 700 °C. Z tohoto důvodu je potřeba před samotný zářič vytvořit bezpečnostní bariéru, která by mohla mít podobu hliníkové mřížky. Ta pohlcuje přibližně 15 % infračerveného záření a tudíž nebude natolik teplotně nebezpečná. Pokud by byl povrch mřížky ošetřen vrstvou technického zlata, tak bude množství pohlceného tepla ještě mnohem nižší.

Vlastnosti různých materiálů a jejich absorpenci infračerveného záření jsem již rozebral v kapitole 4.2. Velkou pozornost je potřeba věnovat reflektoru, který bude umístěn za zářičem. Reflektor by měl co nejefektivněji odrážet co největší množství infračerveného světla a tím se co nejméně ohřívat. Vlivem sálavého tepla z keramiky zářiče však bude stejně docházet k zahřívání reflektoru. Je tedy potřeba reflektor dostatečně stínit od okolní elektroniky a případně jej mírně chladit. Samotný infračervený zářič chlazen být nemůže. Dále pak nesmí být zářič umístěn blíže než 900 mm od novorozence a s ohledem na tuto vzdálenost je nutno počítat celkový výkon zářiče/zářičů.

5. Návrh a realizace elektrických obvodů pro řízení zdroje infračerveného světla

Požadavkem je udržet konstantní teplotu novorozence, který je umístěn mimo klimatizovaný prostor (inkubátor) ale v prostředí běžného nemocničního pokoje (teplota místnosti, vlhkost místnosti). Protože má novorozenec nevyvinuté termoregulační mechanismy viz. kapitola 2.7 v této práci, je nutno jej zahřívat vnějšími tepelnými zdroji. Jako nejvhodnější se jeví právě infračervený zdroj světla, který generuje takový výkon záření z potřebné vzdálenosti (800 – 1500 mm). Výkon zářiče se mění podle vzorce:

$$E_x = E_{ref} / l^2$$

E_x = intenzita v daném místě

E_{ref} = ozáření ve vzdálenosti 1000 mm od novorozence

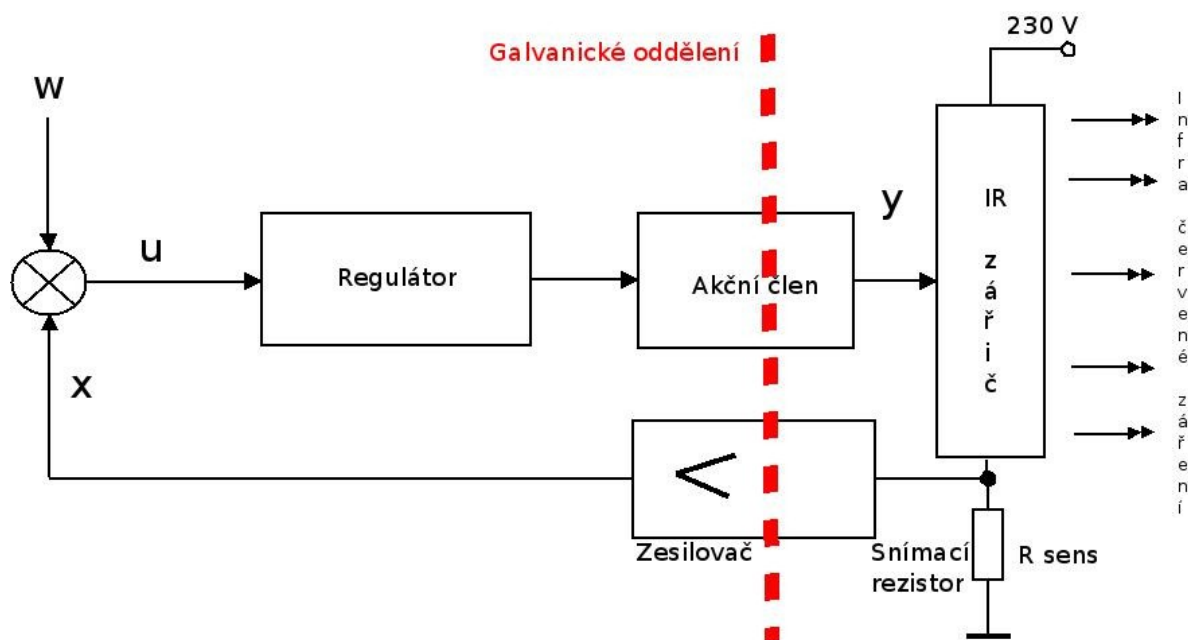
l = vzdálenost zářiče od novorozence

Rešerší v oblasti stávající techniky jsem zhodnotil, že jako dostačující se bude jevit použití dvou vysokoteplotních infračervených zářičů o celkovém výkonu 600 W.

Cílem práce je tedy návrh a realizace elektronických obvodů, které budou plnit funkci inteligentního regulátoru vysokoteplotního infračerveného zářiče s možností řízení jeho emitovaného výkonu ve W/cm^2 . Nejsofistikovanější možnosti zpětnovazební regulace výkonu zářiče podle teploty těla novorozence jsem vzhledem k rozsáhlosti problematiky nezvažoval.

Regulace infračerveného zářiče bude realizována pomocí proudu zářičem. Proud je úměrný teplotě zářiče a vyzařovanému výkonu. Regulace řeší nestabilitu elektrorozvodné sítě v rozsahu 230 V - 15% + 10% a zaručuje konstantní proud zářičem.

Snímací rezistor a zesilovač jsou součástí inteligentního proudového senzoru, který je galvanicky oddělen viz. obr. 23.



w – žádaná veličina

x – regulovaná veličina

u – regulační odchylka

y – akční veličina

Obrázek č. 23 Blokové schéma regulátoru

5.1. Popis blokového schématu přístroje

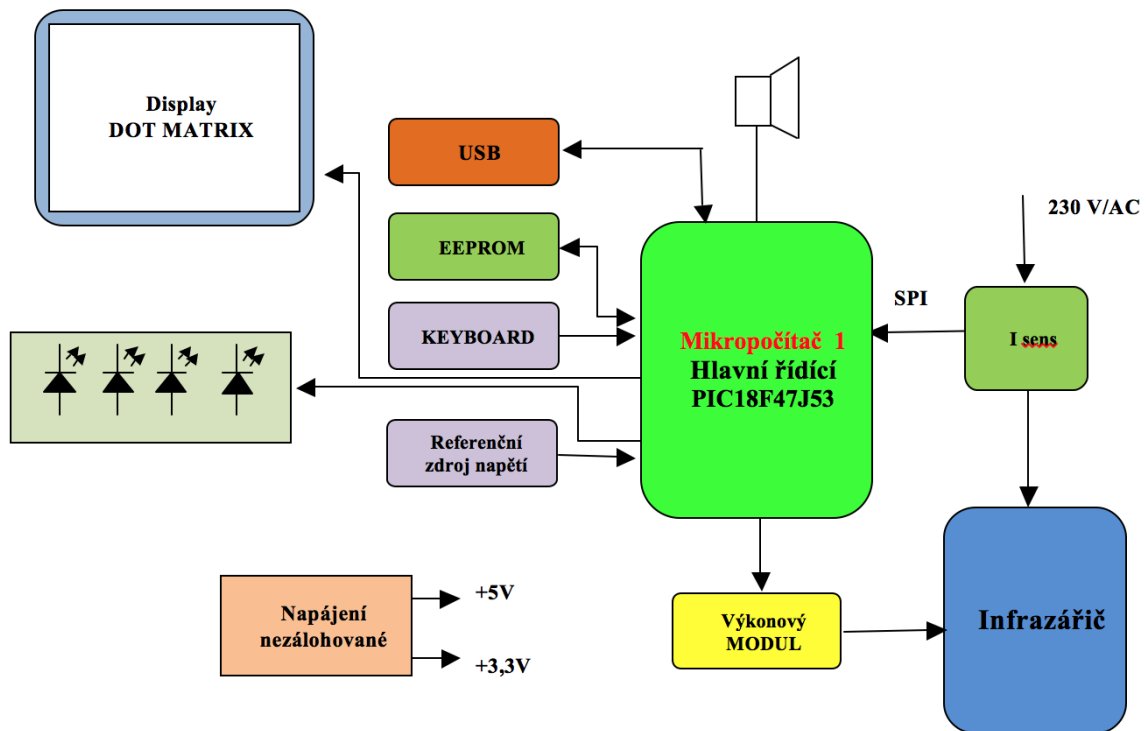
5.1.1. Modul

Modul je řešen jedním mikrokontrolérem. Jedná se o hlavní řídicí jednotku, která řídí a ovládá:

- komunikační a informační displej
- klávesnici s 7 ks tlačítek
- 4 ks signalizačních LED
- signalizaci tlačítek
- signalizaci alarmu
- plní funkce řídicí a komunikační (USB)
- má funkci MASTER SPI – pro displej
- ukládá provozní údaje
- měří napájecí napětí $V_{dd} = +3,3 \text{ V}$

- detekuje +5V
- komunikuje přes USB s nadřazeným počítačem
- vykonává regulační algoritmus

5.1.2 Blokové schéma modulu

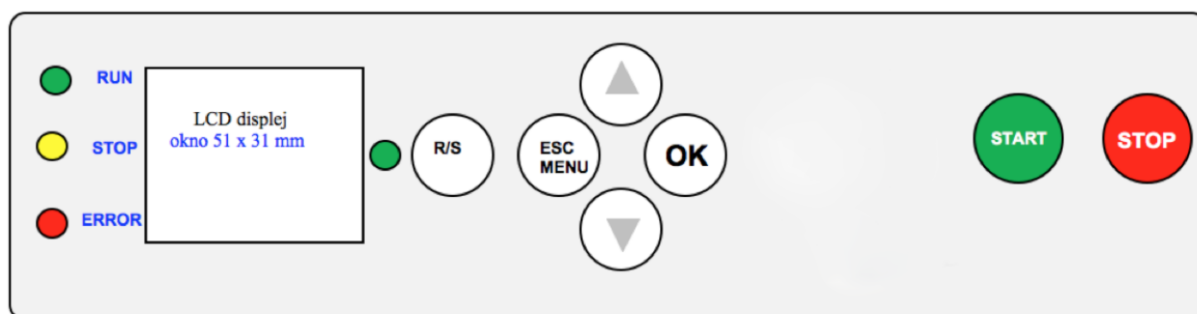


Obrázek č. 24 Blokové schéma modulu pro řízení výkonu infrazářiče Elstein

Funkcí mikrokontroléru je realizace regulátoru PSD. Žádaná veličina je výkon infračerveného zářiče v procentech. Výkon je řízen galvanicky odděleným výkonovým modulem. Je snímán proud zářičem pomocí proudového senzoru a následně je převeden na napětí ADC v sensorovém mikrokontroléru a pomocí sběrnice SPI je vyslán do řídicího mikrokontroléru. Napětí je snímáno ADC v mikrokontroléru. Žádaná hodnota teploty je nastavena pomocí klávesnice. Na displeji jsou signalizovány aktuální údaje žádané a regulované veličiny, provozní stavy regulátoru např. doba aplikace, poruchové stavy. Pro bezpečnostní dodatkovou signalizaci pokud by displej nebyl funkční jsou použity multifunkční LED. Konstanty regulátoru a provozní stavy jsou čteny a ukládány do paměti EEPROM. Kalibrace regulátoru a nastavení provozních parametrů je řešeno pomocí USB rozhraní.

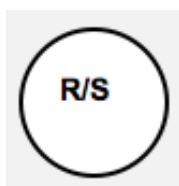
5.2. Ovládací panel přístroje

Na obrázku číslo 25 je znázorněna ovládací plocha přístroje, pomocí které se bude zářič nastavovat a ovládat.

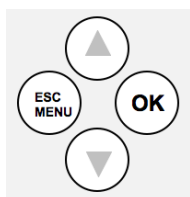


Obrázek č. 25 ovládací panel s displejem

Jednotlivá tlačítka symboly budou plnit následující funkce:



tlačítko RUN/STOP slouží pro zapnutí a vypnutí přístroje



ovládací prvky pro vstup/odchod do/z menu, potvrzovací tlačítko

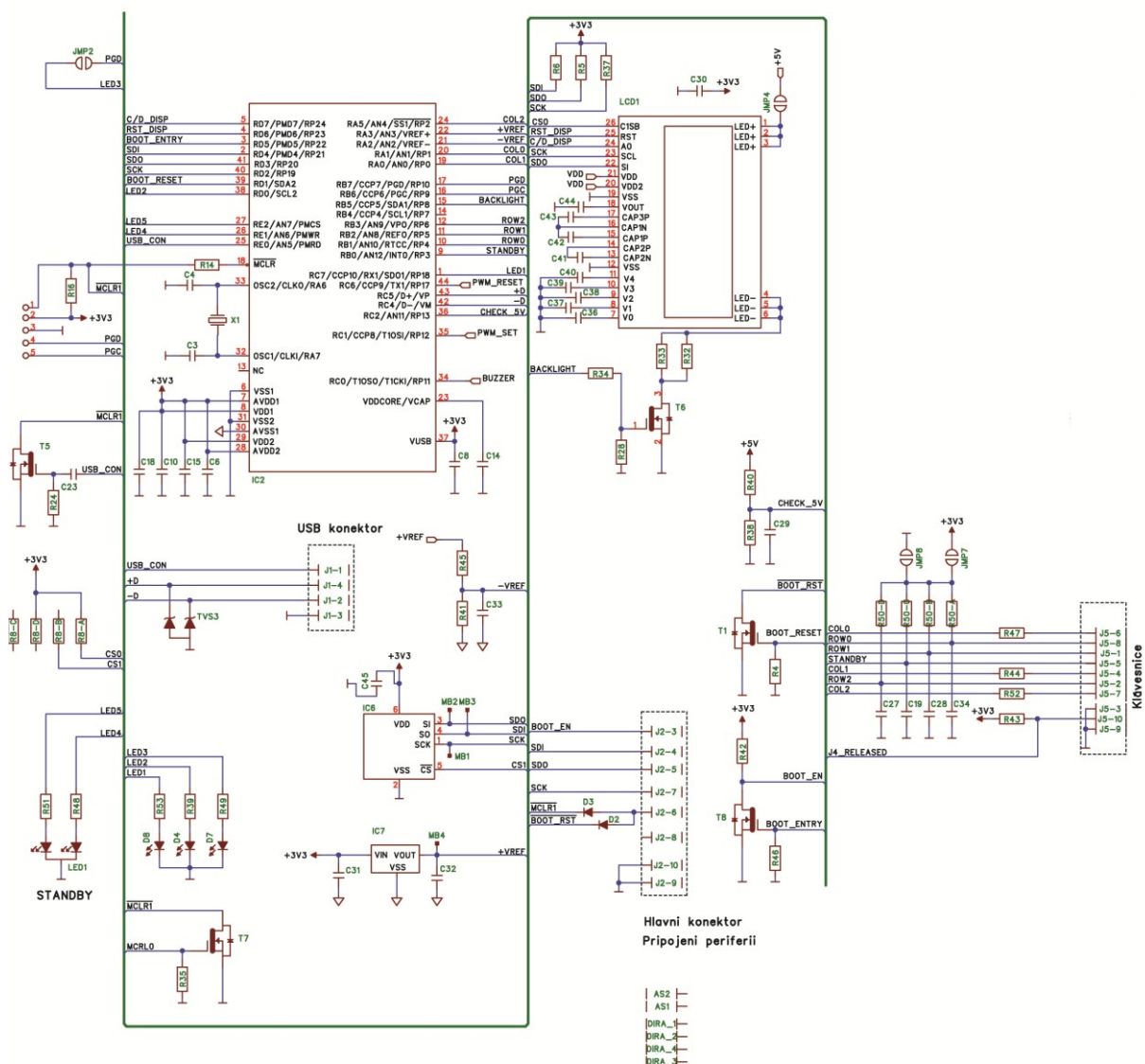


zapnutí a vypnutí infračerveného zářiče

5.3. Schéma plošného obvodu zdroje pro řízení výkonu infračerveného zářiče

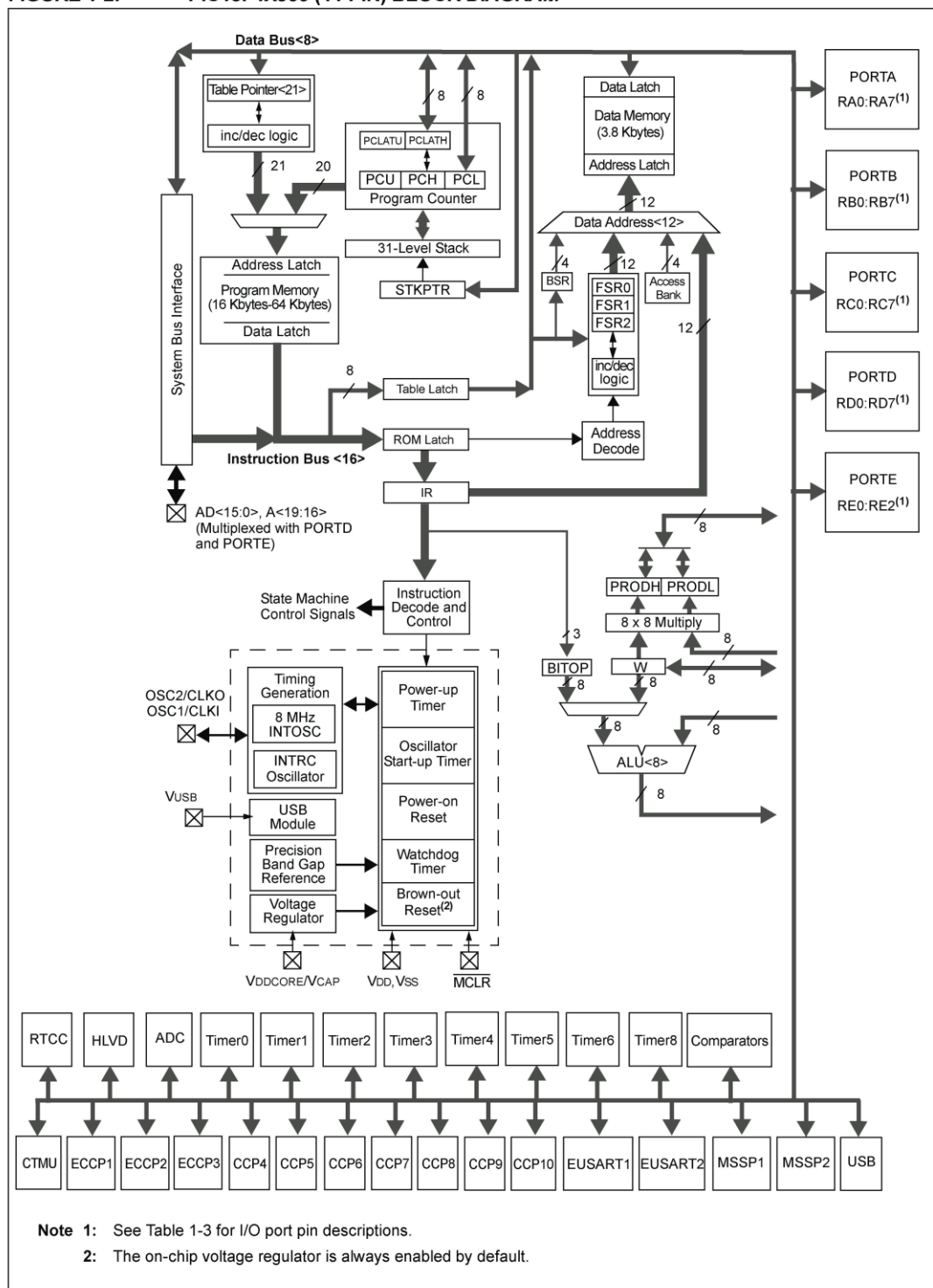
5.3.1 Schéma centrálního mikrokontroléru s periferiemi

Na obrázku číslo 26 je znázorněno schéma obvodu s centrálním mikrokontrolérem. Je zde použit mikrokontrolér MICROCHIP PIC 18 F47J53, 8 bit.



prostředků – vývojové prostředí MPELAB a kompilátor jazyka C a debugger PICKIT 3. Dalším důvodem pro výběr tohoto mikrokontroleru byla snadná možnost generování pulsní šířkové modulace pomocí vnitřních čítačů, časovačů a CCP registrů, přítomnost sériové sběrnice SPI pro řízení grafického displeje, čtení senzoru proudu a USB port pro komunikaci s PC.

FIGURE 1-2: PIC18F4XJ53 (44-PIN) BLOCK DIAGRAM

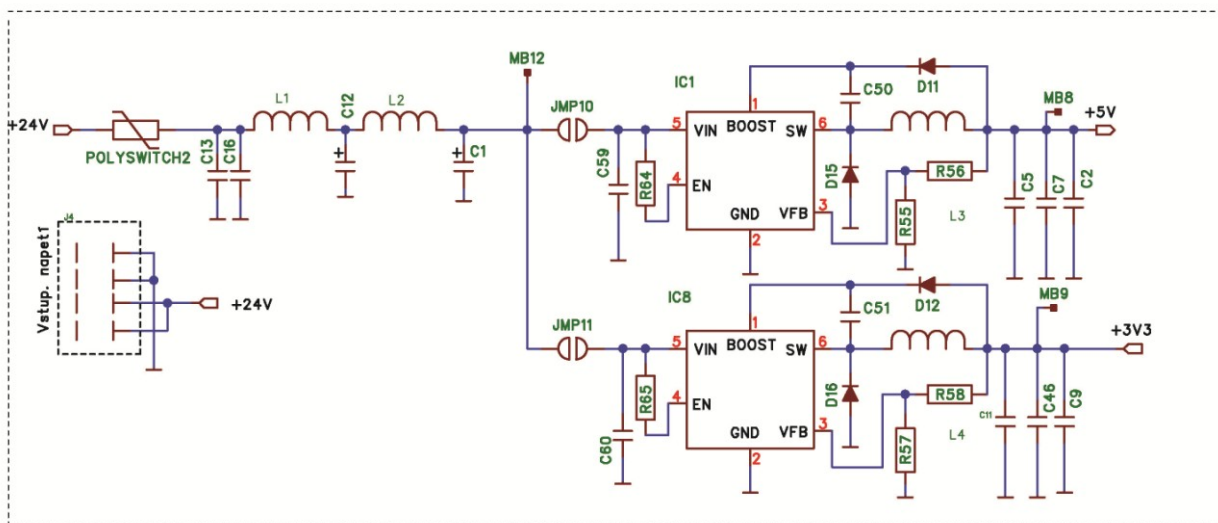


Obrázek č. 27 Schéma vnitřního pouzdra mikrokontroléru

Mikrokontrolér má vnitřní oscilátor, který je řízený vnějším krystalem pro komunikaci po USB rozhraní. Toto USB rozhraní může být připojeno k PC jako zařízení HID. K mikrokontroléru jsou připojeny další periferie – zdroj referenčního napětí pro vnitřní ADC převodník, který je tvořen obvodem zdroje referenčního napětí MCP1525 2,5V, tento zdroj referenčního napětí slouží pro 12-bit ADC a dále je zde paměť EEPROM typ 25 AA02E48T s rozhraním SPI, zde se ukládají kalibrační konstanty a nastavení přístroje, grafický monochromatický displej s rozlišením 128 x 64 pixelů s bílý LED podsvětlením u kterého je řízen jas pomocí PWM tranzistorem T6, je řízený po sběrnici SPI, displej je pasivní LCD, dále je zde připojena klávesnice, která je tvořena mikrospínači, protože je klávesnice připojena delším kabelem, tak jsou na digitální vstupy připojeny RC filtry, aby se odstranilo vysokofrekvenční rušení, klávesnice je řízena maticově, dalším prvkem jsou signalizační LED diody, které signalizují stav přístroje, jako poslední je umístěn programovací konektor, který slouží k naprogramování FW s názvem boot loader, pomocí kterého se programuje vnitřní programovací paměť mikrokontroléru prostřednictvím USB rozhraní.

5.3.2 Schéma napájecího modulu

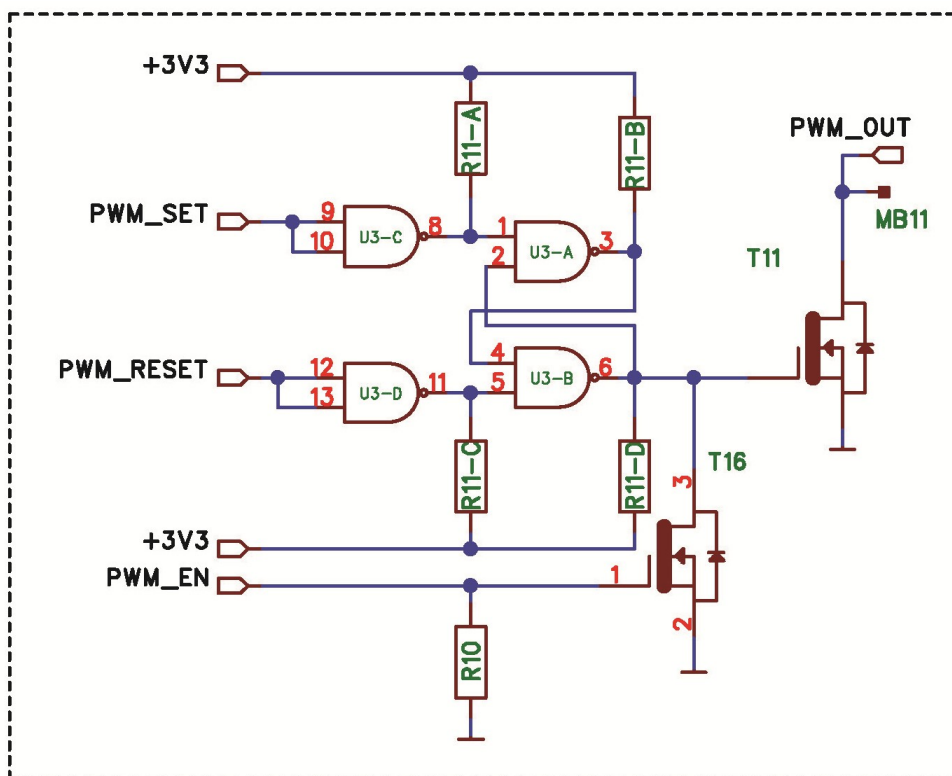
Na obrázku číslo 28 je znázorněno schéma napájecího modulu. Tento modul obsahuje vstupní konektor, polymerovou pojistku (resetovatelná) a dále pak EMC filtr před DC/DC konvertory. DC/DC konvertory (step down) MCP16301 transformují napětí z 24V na 5V a 3,3V. DC/DC konvertory jsou konstruovány každý pro maximální proudovou zátěž 500 mA. 5V je použito pro podsvětlení displeje, 3,3 V je použito pro napájení zbylé elektroniky včetně výkonového členu zářiče.



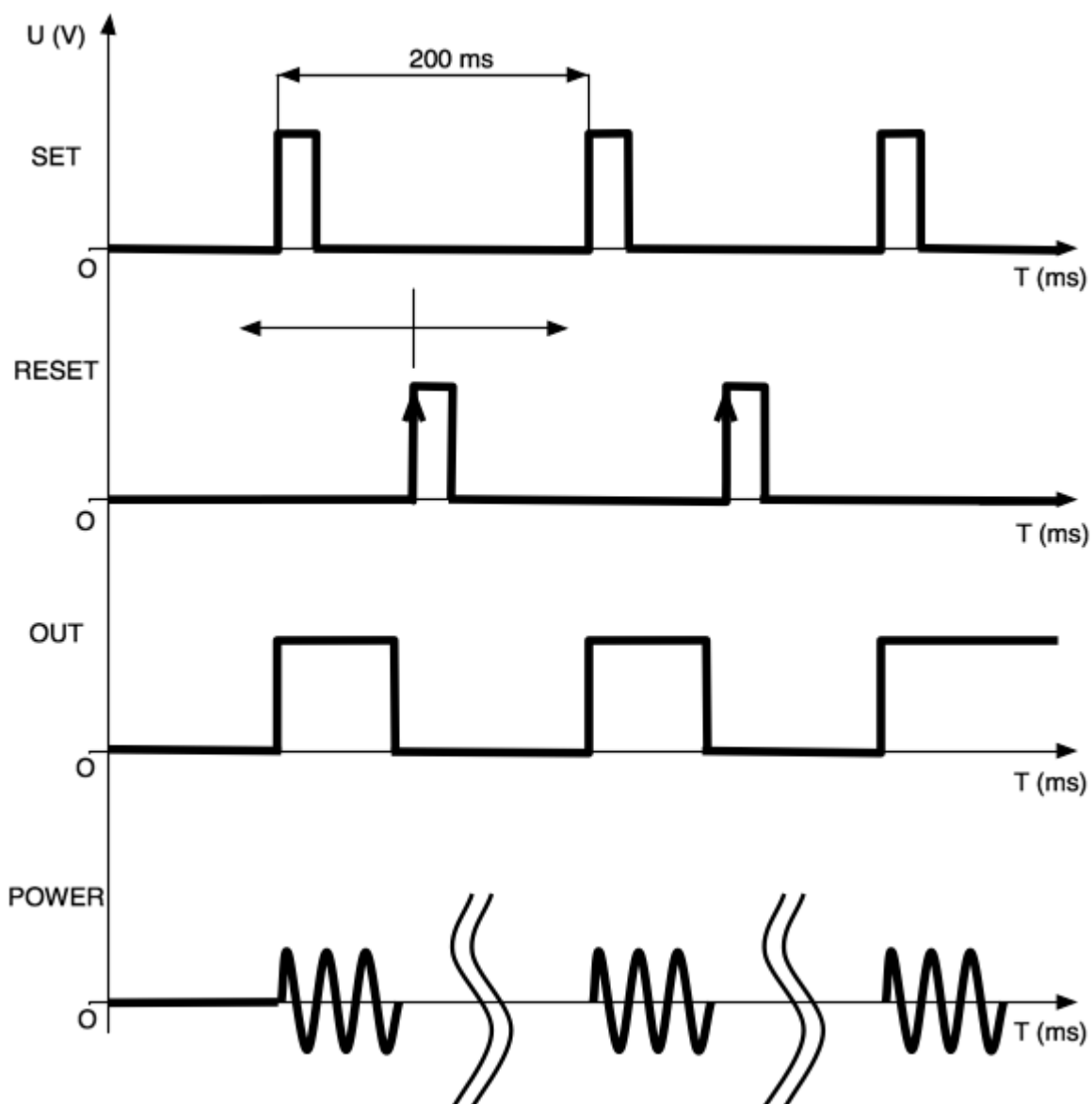
Obrázek č. 28 Napájecí modul

5.3.3. Schéma obvodu pro řízení výkonového členu

Protože je regulátor řízený pomocí pulsně šířkové modulace, tak aby se dala generovat pulsní šířková modulace od desetin Hz po 1 kHz, je zde použit klopný obvod RS, který je řízen mikrokontrolérem. Schéma je znázorněno na obrázku číslo 29.



Obrázek č. 29 Schéma obvodu pro řízení výkonového členu

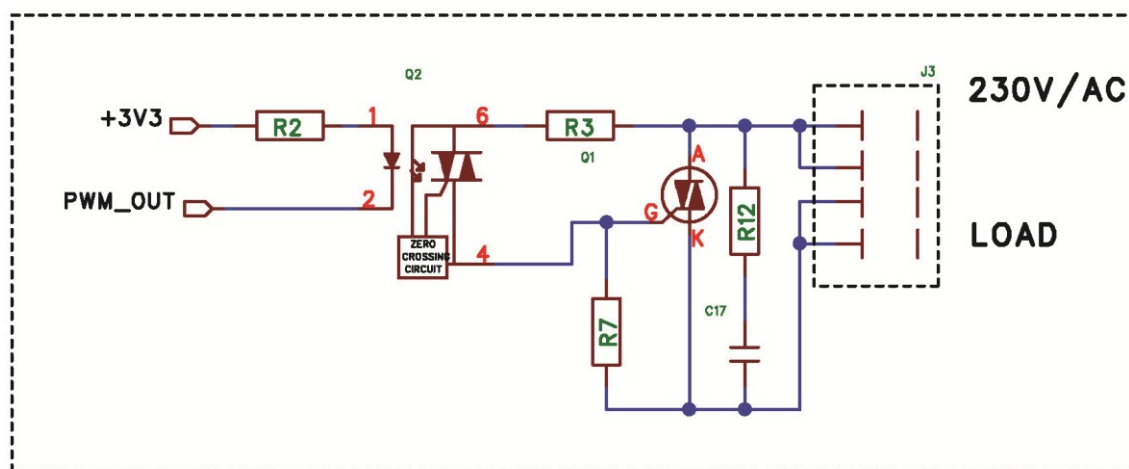


Obrázek č. 30 Generování pomocí PWM

Na obrázku číslo 30 je zobrazen princip regulace výkonu pomocí PWM. Signál je přenášen pomocí střídavy. Přenosový signál, který nese informaci o přenášené hodnotě nabývá hodnot zapnuto nebo vypnuto tedy log 1 nebo log 0. Poměr mezi těmito dvěma stavy je nazýván střída a cyklu, kdy dojde k přenosu jedné střídavy, se říká perioda. Pokud budeme vyžadovat, aby byl infračervený zářič stále vypnutý, bude střída PWM signálu 0:100, tedy stav zapnuto trvá 0 s a stav vypnuto trvá 100 s. Pokud budeme požadovat, aby infračervený zářič byl zapnut pořád na plný výkon, bude střída PWM signálu 100:0, tedy stav zapnuto bude trvat 100 s a stav vypnuto 0 s. Pomocí změn stříd lze libovolně měnit výkon od 0-100 %. Bude-li poměr stříd 75:25, tak bude infračervený zářič zářit výkonem 75 % svého maxima.

5.3.4. Schéma výkonového akčního členu

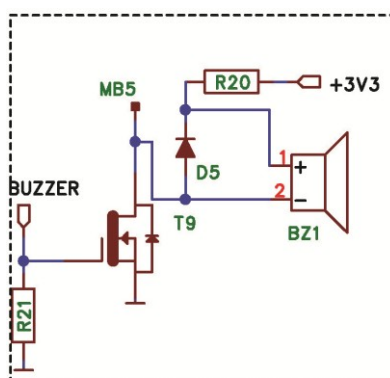
Na obrázku číslo 31 je znázorněno schéma výkonového akčního členu, který je galvanicky oddělený. Vlastní akční člen je výkonový triak, na něj je připojen zvolený infračervený zářič. Malovýkonový optotriak přivádí řídicí proud do řídicí mřížky výkonového triaku. Malovýkonový optotriak obsahuje obvod (ZERO CROSSING CIRCUIT), který spíná obvod tehdy, je-li střídavé napětí na zátěži rovno nule. Toto řešení je vhodné pro potlačení nežádoucího rušení. Rezistor a kondenzátor zde slouží jako filtrační člen.



Obrázek č. 31 Výkonový akční člen

5.3.5. Schéma zapojení reproduktoru

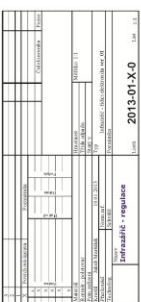
Obrázek číslo 32 znázorňuje zapojení reproduktoru. Ten je tvořen magnetodynamickým budičem, je napájen pulsní šířkovou modulací v oblasti akustických frekvencí se středním kmitočtem 2 kHz. Reprodukter slouží k indikaci stisku tlačítek a k akustickým alarmům.



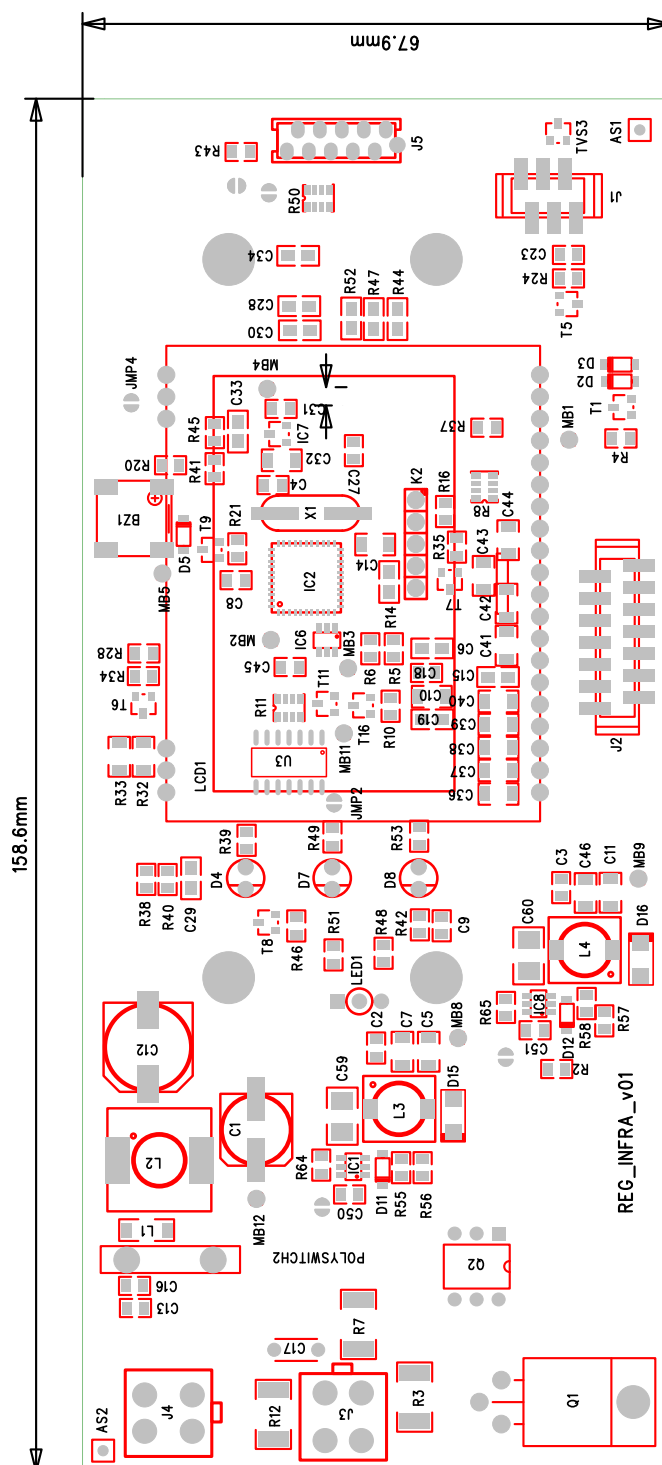
Obrázek č. 32 Schéma zapojení reproduktoru

5.4. Osazovací plán desky plošného spoje

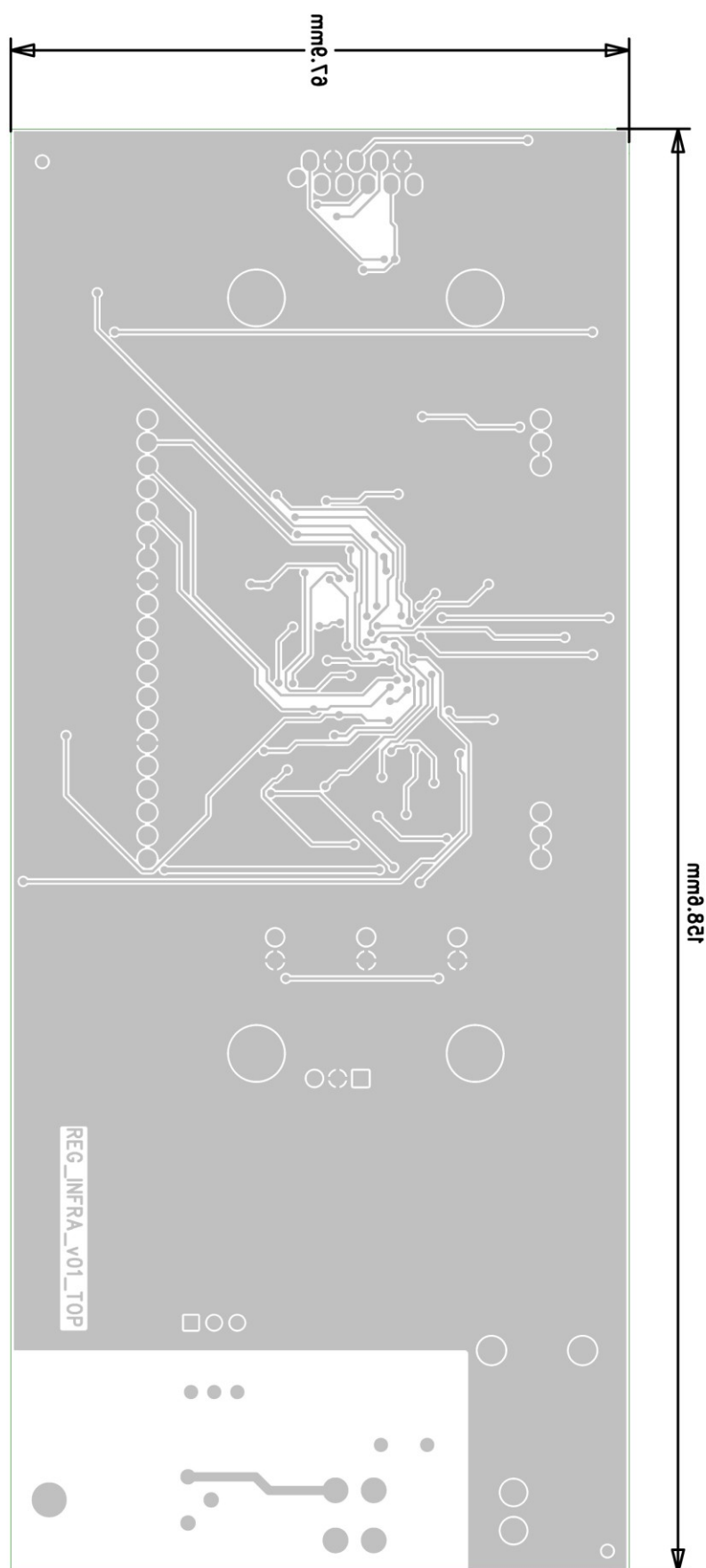
Na následujících obrázcích jsou zobrazovány osazovací plány součástek, seznam součástek a zdrojové soubory jsou přiloženy na CD. Návrh plošného spoje a kreslení schématu probíhal v programu Mentor Graphics (PADS Logic, PADS Layout, PADS Router)



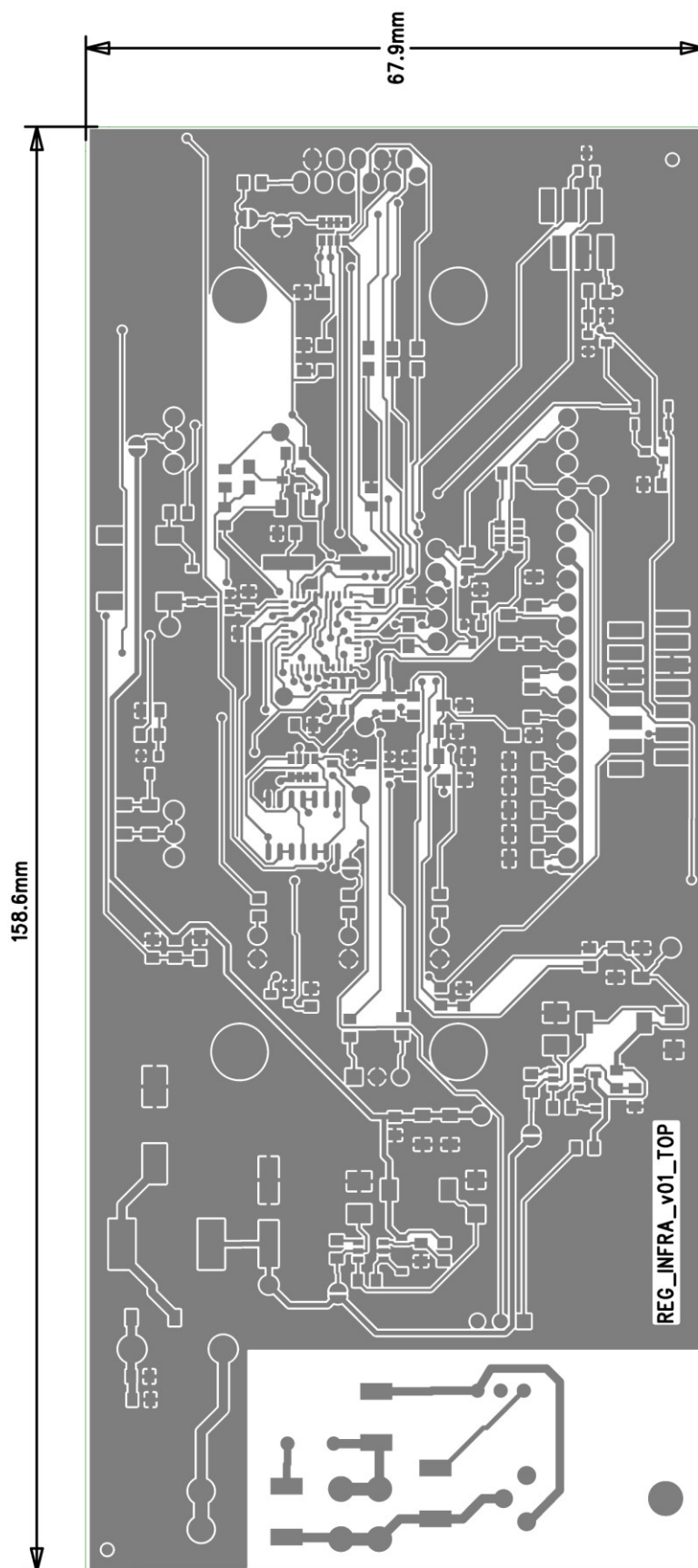
54



Obrázek č. 34 Rozmístění součástek na desce



Obrázek č. 35 Motiv plošného spoje spodní vrstva



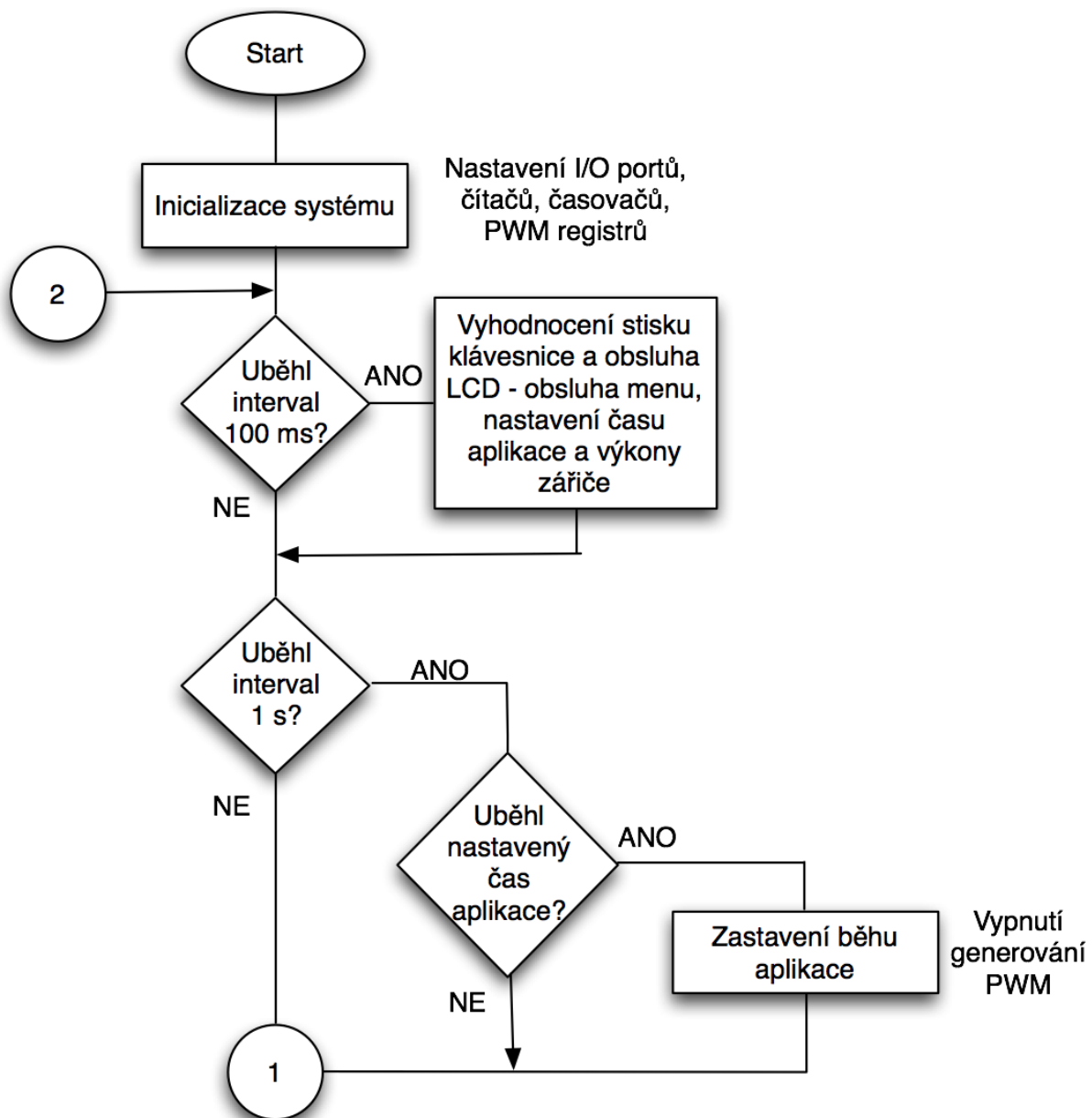
Obrázek č. 36 Motiv plošného spoje horní vrstva

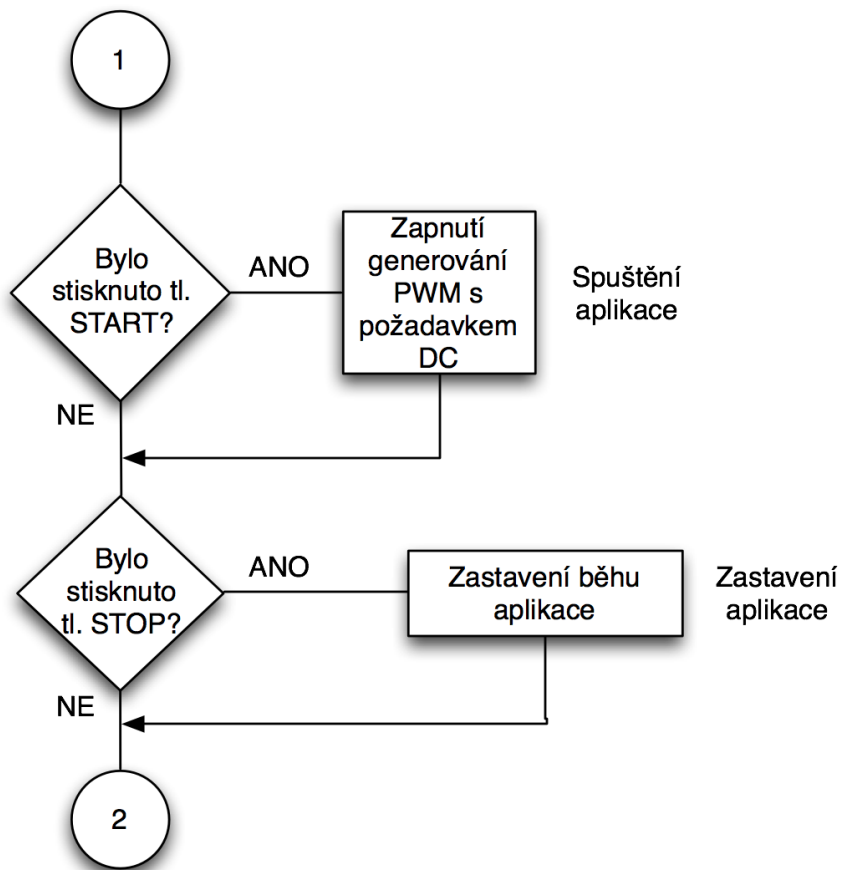
5.5. Vývojový diagram SW

Pro potřeby vývoje SW části jsem vytvořil vývojové diagramy jednotlivých částí SW. Tyto diagramy slouží jako podklady pro profesionálního programátora firmwaru.

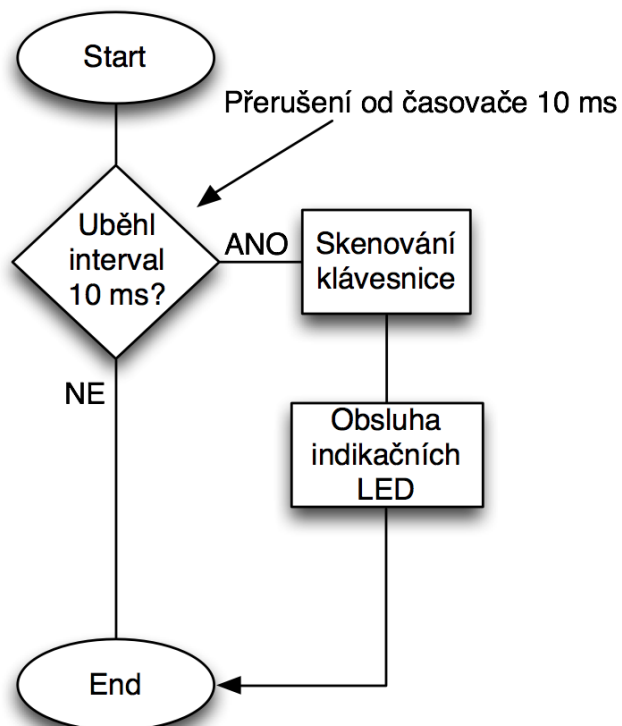
Po zapnutí přístroje dojde k inicializaci systému, na displeji se rozsvítí logo firmy, signalizační kontrolky a zobrazí se základní informace na displeji. Přístroj bude v této fázi čekat na stisknutí některé z kláves. V první fázi uživatel zadá požadovaný výkon zářiče v procentech. Poté může spustit tlačítkem START terapii. Na displeji se v tuto chvíli zobrazí výkon zářiče a doba aplikace. V průběhu aplikace je možno snižovat nebo zvyšovat plynule výkon zářiče. Je možné také nastavit dobu aplikace infračerveného záření. Po uplynutí této doby dojde k automatickému vypnutí přístroje.

Program, který běží v nekonečné smyčce může být přerušen požadavky od různých hardwarových modulů na čipu mikrokontroléru nebo externích zdrojů. Tyto všechny požadavky jsou seřazeny do dvou priorit – přerušení nízké priority a přerušení vysoké priority.

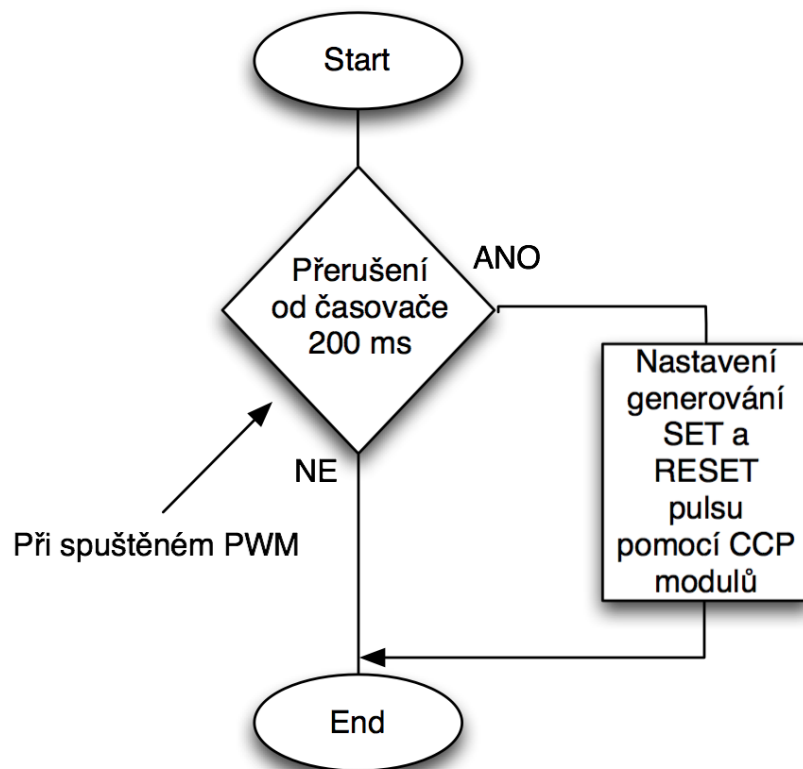




Přerušení nízké priority



Přerušeni vysoké priority - generování PWM



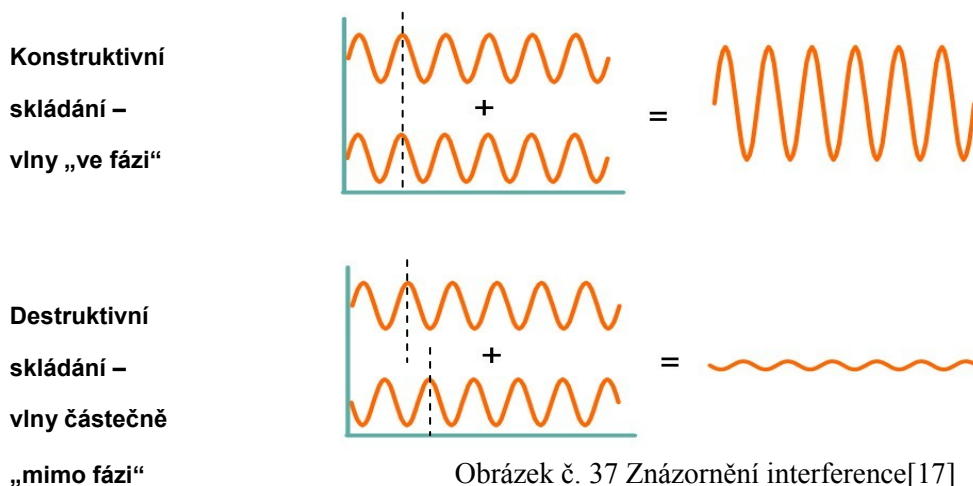
6 Měření výkonu vybraného zdroje infračerveného záření

Protože bylo nutné zhodnotit kvalitu vybraného zářiče a také blíže zjistit přesné vlnové spektrum infračerveného zářiče, hledal jsem pracoviště, které disponuje měřicí technikou pro danou oblast infračerveného spektra. Podařilo se mi takovouto laboratoř najít a po konzultaci s odborníky zde pracujícími sjednat výsledné měření soustavy. Vše probíhalo ve společnosti Nicolet, která sídlí v Praze. Měření bylo pod dohledem pana Ing. Karla Šece, Ph.D., který mne kontroloval a vedl při měření.

6.1. Popis FTIR spektrometru

Úkolem infračerveného spektrometru je registrovat infračervené spektrum, tj. závislost intenzity (správněji absorbance nebo transmitance) infračerveného záření na vlnové délce. Bohužel neexistuje žádný infračervený detektor, který by zaznamenával vlnové délky žádaném rozsahu a zároveň intenzity záření pro jednotlivé vlnové délky. U disperzních přístrojů jsou jednotlivé vlnové délky snímány postupně, což je z hlediska časového, energetického (štěrbina) a technického (mechanická složitost) nevýhodné. FTIR spektrometr tento problém řeší jinak. Zjednodušeně řešeno, moduluje vlnové délky z infračervené oblasti do oblasti audiofrekvencí (kHz), kde jsou detektory schopny zaznamenat zároveň vlnovou délku i její intenzitu.

Setkání dvou vln, které se sčítají nebo odečítají v závislosti na své vlnové délce a amplitudě, se nazývá interferencí. Jsou-li dvě vlny stejné vlnové délky ve fázi, což znamená, že jejich dráhový rozdíl je celočíselný násobek jejich vlnové délky, sčítají se a výsledkem je vlna o dvojnásobné amplitudě. Dráhový rozdíl lichého násobku poloviny vlnové délky naopak vede k úplnému vyrušení těchto vln.

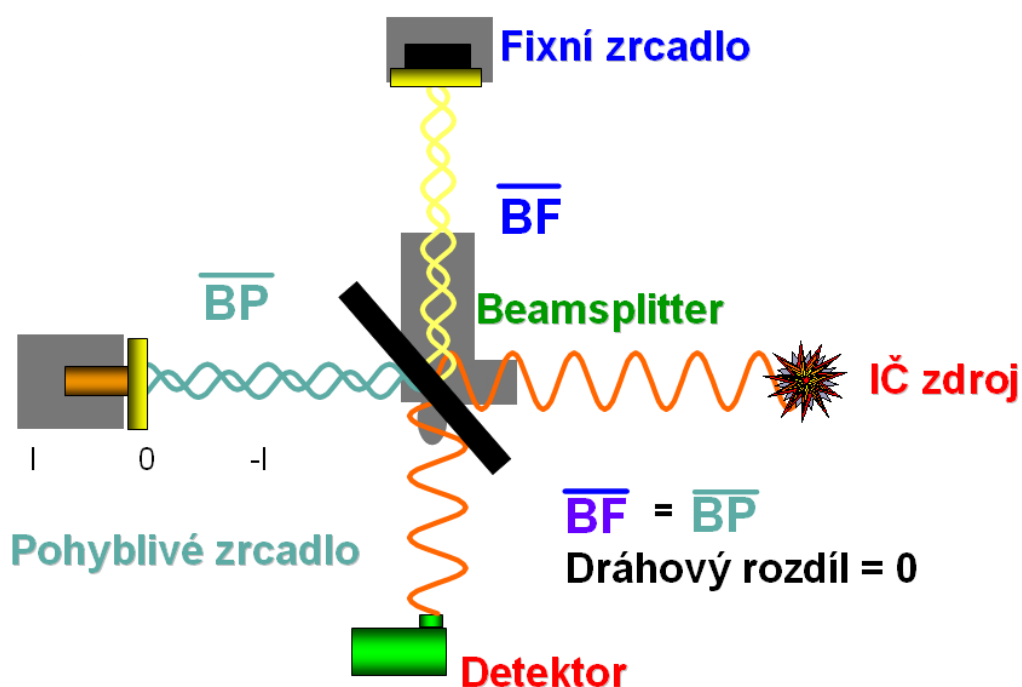


6.1.1 Michelsonův interferometr

Jednoduché zařízení, na kterém lze efekt interference sledovat, je tzv. Michelsonův interferometr, zkonstruovaný roku 1881 a mimo jiné později použitý Einsteinem k ověření neměnnosti rychlosti světla. Obdobné zařízení je hlavní součástí FTIR spektrometrů Nicolet.

Michelsonův interferometr neboli modulátor rozděljuje paprsek záření na dva paprsky. Děje se tak na polopropustném zrcadle zvané beamsplitter. Pro střední infračervenou oblast se používá velmi tenká vrstva germania. Tak tenká vrstva germania není schopna samostatné existence, proto je napařena na nosič z materiálu v příslušné oblasti propustného, tedy KBr nebo CsI. Úlohou beamsplitteru je přesně polovinu záření odrazit a druhou polovinu záření propustit.

Odražený paprsek dopadá na pevné (fixní) zrcadlo a je odražen zpět na beamsplitter. Paprsek prošlý dopadá na pohyblivé zrcadlo, které se pohybuje směrem k beamsplitteru a zpět ve směru paprsku. Pohyblivé zrcadlo je srdcem modulátoru a FTIR techniky vůbec. Protože se toto zrcadlo pohybuje, není paprsek odražený od tohoto zrcadla vždy ve fázi s paprskem odraženým od pevného zrcadla – dráhový rozdíl se při pohybu opakovaně mění.



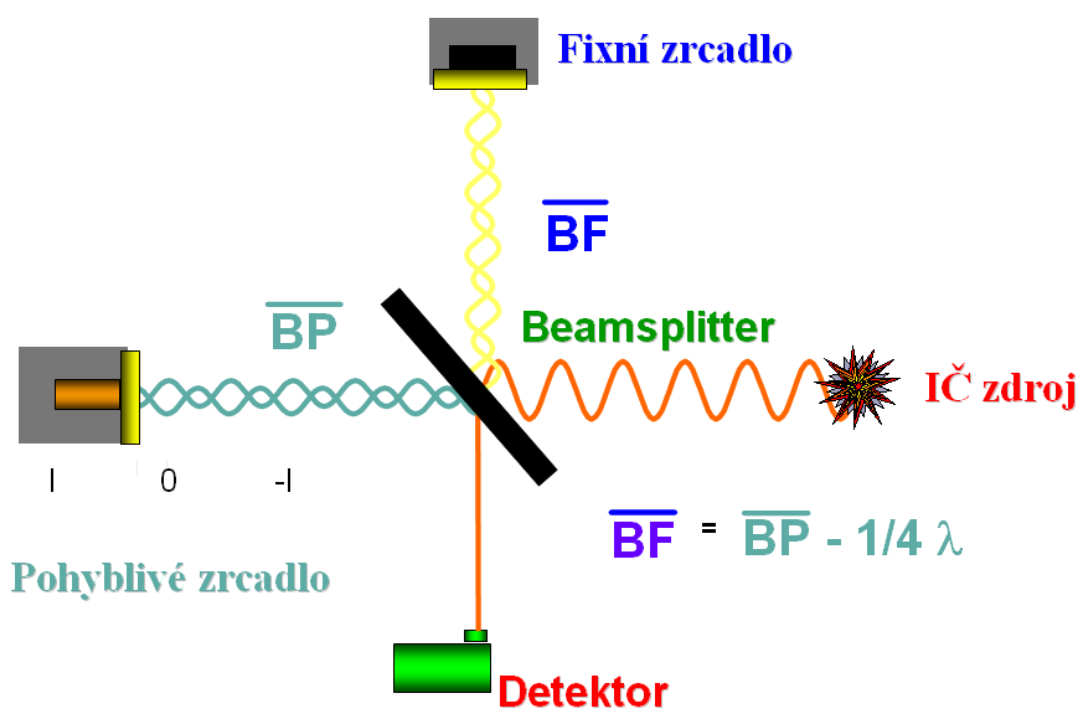
Obrázek č. 38 Michelsonův interferometr [17]

6.1.2 Funkce modulátoru

Pokud by pro zjednodušení byl zdroj infračerveného záření monochromatický, tj. produkuje pouze záření jediné vlnové délky. V okamžiku, kdy je vzdálenost pohyblivého a pevného zrcadla od beamsplitteru stejná ($BP = BF$), dochází ke konstruktivní interferenci - vlny se skládají. Tuto polohu nazýváme ZPD (nulový dráhový rozdíl – zero path difference).

Důležité je si uvědomit, že v poloze ZPD se vlny konstruktivně skládají vždy bez ohledu na svou délku. Obě různě dlouhé vlny se v bodě ZPD skládají.

Pokud se pohyblivé zrcadlo nepatrně pohne směrem k nebo od beamsplitteru, zmenší nebo zvětší se dráha paprsku prošlého beamsplitterem k pohyblivému zrcadlu. Posune-li se pohyblivé zrcadlo přesně o čtvrtinu vlnové délky naší vlny, je celková dráha tohoto paprsku $\frac{1}{2}$ vlnové délky ($\frac{1}{4}$ tam a $\frac{1}{4}$ zpět). To posune tuto vlnu vůči vlně odražené od pevného zrcadla tak, že nastane destruktivní interference a vlny se navzájem zcela vyruší.



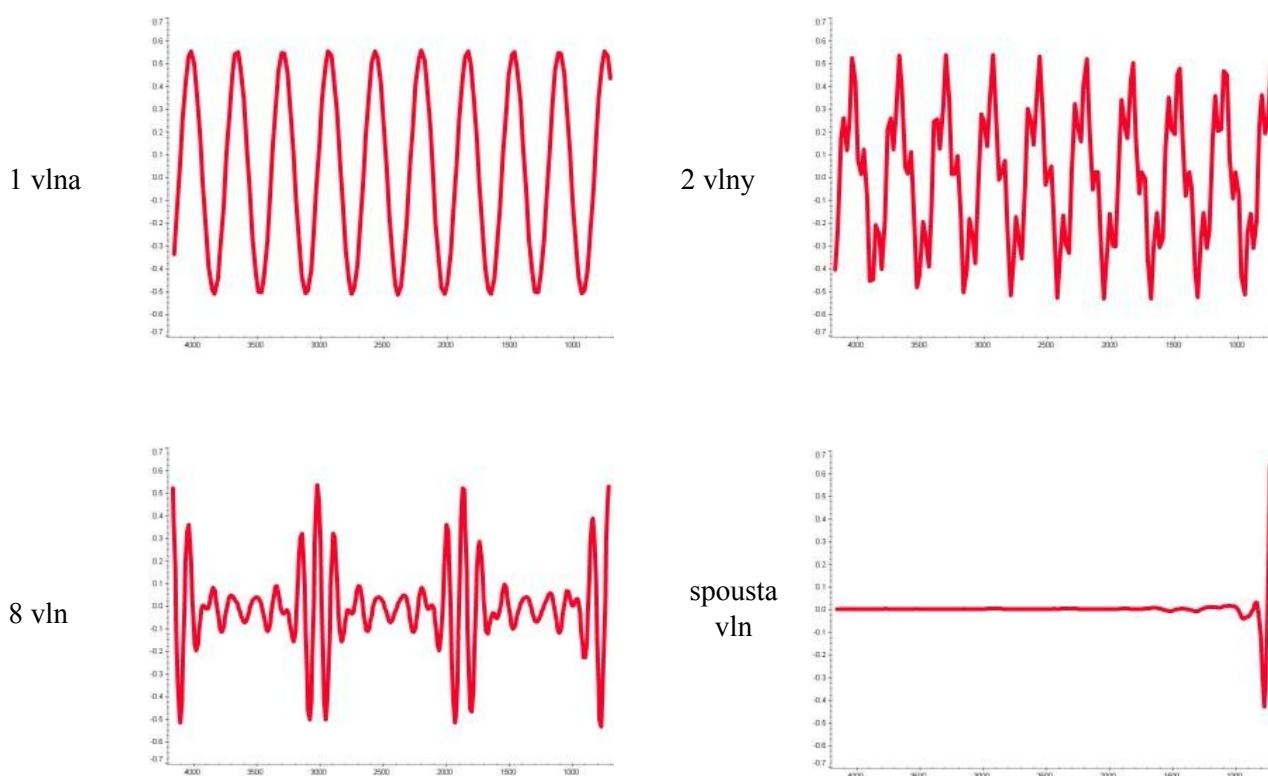
Obrázek č. 39 Funkce modulátoru [17]

Jak se pohyblivé zrcadlo pohybuje od, k a přes polohu ZPD, kontinuálně vytváří výstupní vlnu s proměnlivou amplitudou = intenzitou. Výstupní vlna cestuje směrem od beamsplitteru k detektoru. Tato vlna je vlastně modulovaným vstupním zářením a frekvence změny její intenzity nyní závisí na rychlosti pohyblivého zrcadla.

6.1.3 Interference polychromatického záření

Ve skutečnosti však infračervený zdroj není monochromatický, ale produkuje širší spektrum záření. Všechny vlnové délky se skládají konstruktivně v bodě ZPD bez ohledu na svou vlnovou délku. V jakékoliv jiné poloze některé vlnové délky interferují konstruktivně a jiné destruktivně. Celkový součet interferujících vln opouští beamsplitter jako jedna výstupní vlna.

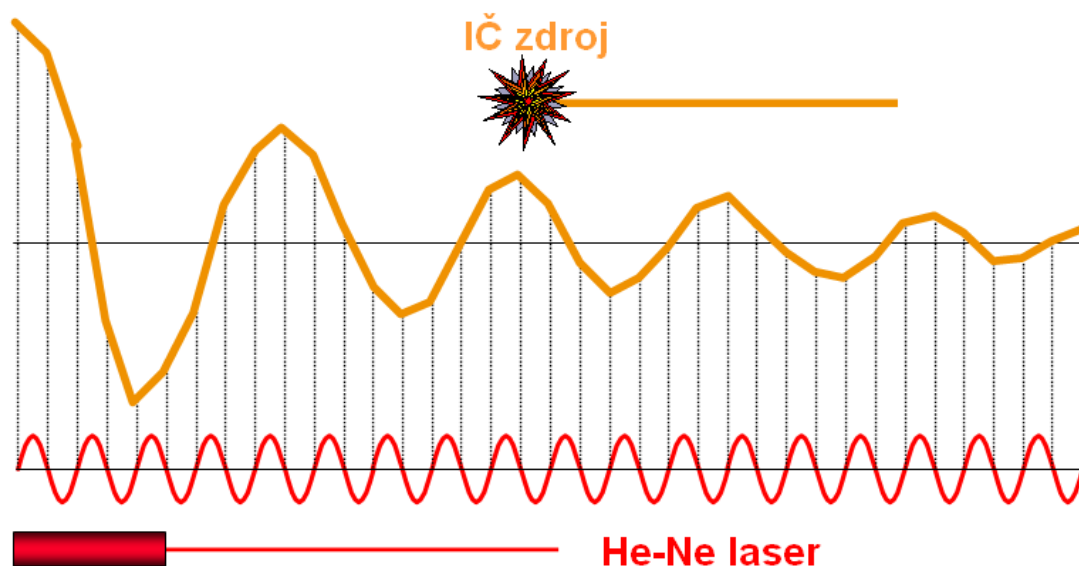
Na obrázku č. 40 je zobrazen příklad interference různého počtu vlnových délek. Pro velký počet vln v poloze ZPD všechny vlny dohromady vytváří maximum signálu, tzv. centerburst. Se zvětšující se vzdáleností od ZPD se pak skládají více a více destruktivně, takže amplituda vlnění se podstatně snižuje. Celá výstupní vlna se nazývá interferogram a je po jednotlivých bodech zaznamenávána pomocí infračerveného detektoru. Dá se říci, že všechny vlnové délky infračerveného záření jsou „zakódovány“ v jediném interferogramu.



Obrázek č. 40 Signál detektoru – interference jedné, dvou, osmi a několika tisíc vln [17]

6.1.4 Interferogram

Poloha maxima interferogramu, udávaná jako hodnota parametru Location v jednotkách Data points, tj. počtu bodů od začátku scanu, je v bodě ZPD. Vzdálenost dvou bodů interferogramu se odvozuje od vlnové délky referenčního HeNe laseru, tj. 634 nm.



Obrázek č. 41 Snímání IČ signálu řízené modulovaným zářením laseru [17]

Referenční laser měří s velkou přesností polohu pohyblivého zrcadla. Laserový signál je modulován stejným způsobem jako infračervené záření, a pak snímán laserovým detektorem, umístěným u výstupu záření z modulátoru. Signál na infračerveném detektoru je snímán právě tehdy, když sinusový signál na laserovém detektoru prochází nulou. Parametr, který říká, je-li signál infračerveným detektorem snímán při každém, či jen při některém z průchodů laserového signálu nulou (např. při každém druhém, třetím,...), se nazývá vzorkovací frekvence, anglicky Sample spacing. Obvykle je nastavován softwarem automaticky podle žádaného rozsahu spektra.

Tímto postupem je zaručeno, že infračervený signál detektoru bude snímán vždy přesně ve stejných bodech dráhy pohyblivého zrcadla, což je základní podmínka pro to, aby se spektra naměřená při jednotlivých scanech dala průměrovat a tím se zlepšila jejich kvalita (zvětšení poměru signál/šum).

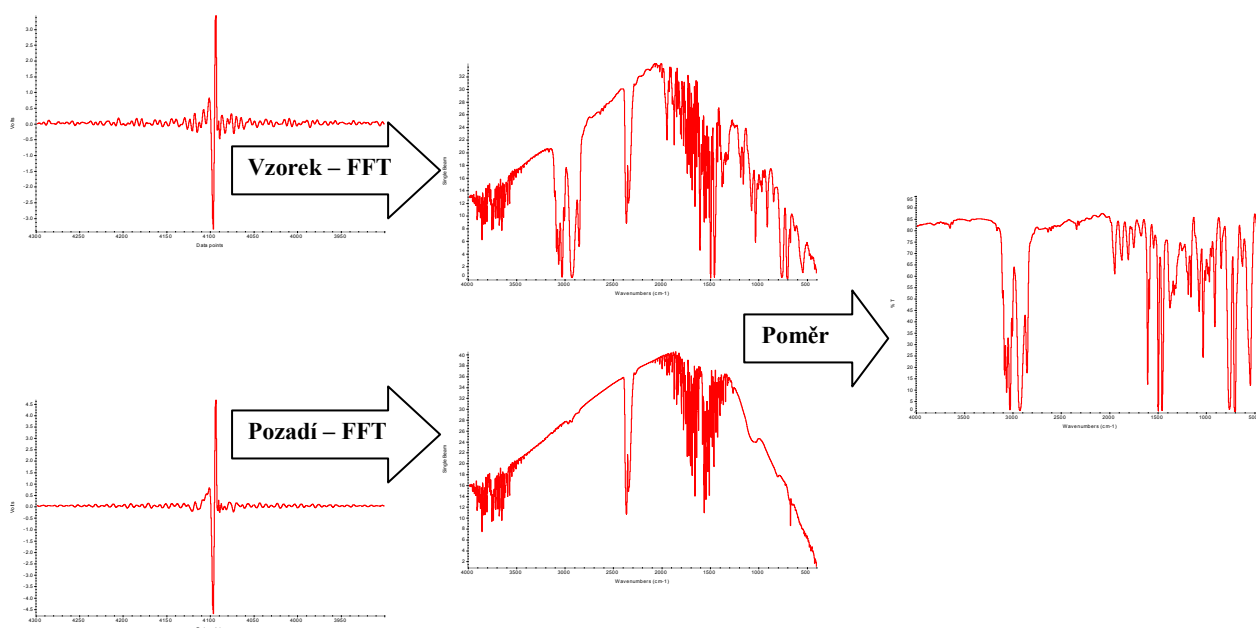
6.2 Digitalizace signálu

Analogový signál (napětí), zaznamenávaný pomocí infračerveného detektoru, je pomocí analogově-digitálního převodníku (ADC) digitalizován, tj. převeden na čísla, která dokáže zpracovat počítač.

6.2.1 Fourierova transformace, získání spektra

Všechny body digitalizovaného interferogramu jsou přepočteny na takzvané jednopaprskové spektrum (single beam) pomocí složité matematické operace, zvané rychlá Fourierova transformace (FFT). Jednopaprskové spektrum je závislost intenzity signálu na vlnočtu záření, vyjadřovaného nejčastěji v tzv. recipročných centimetrech (cm^{-1}). Tato jednotka vlastně udává počet sinusových vln záření na jednom centimetru jeho dráhy.

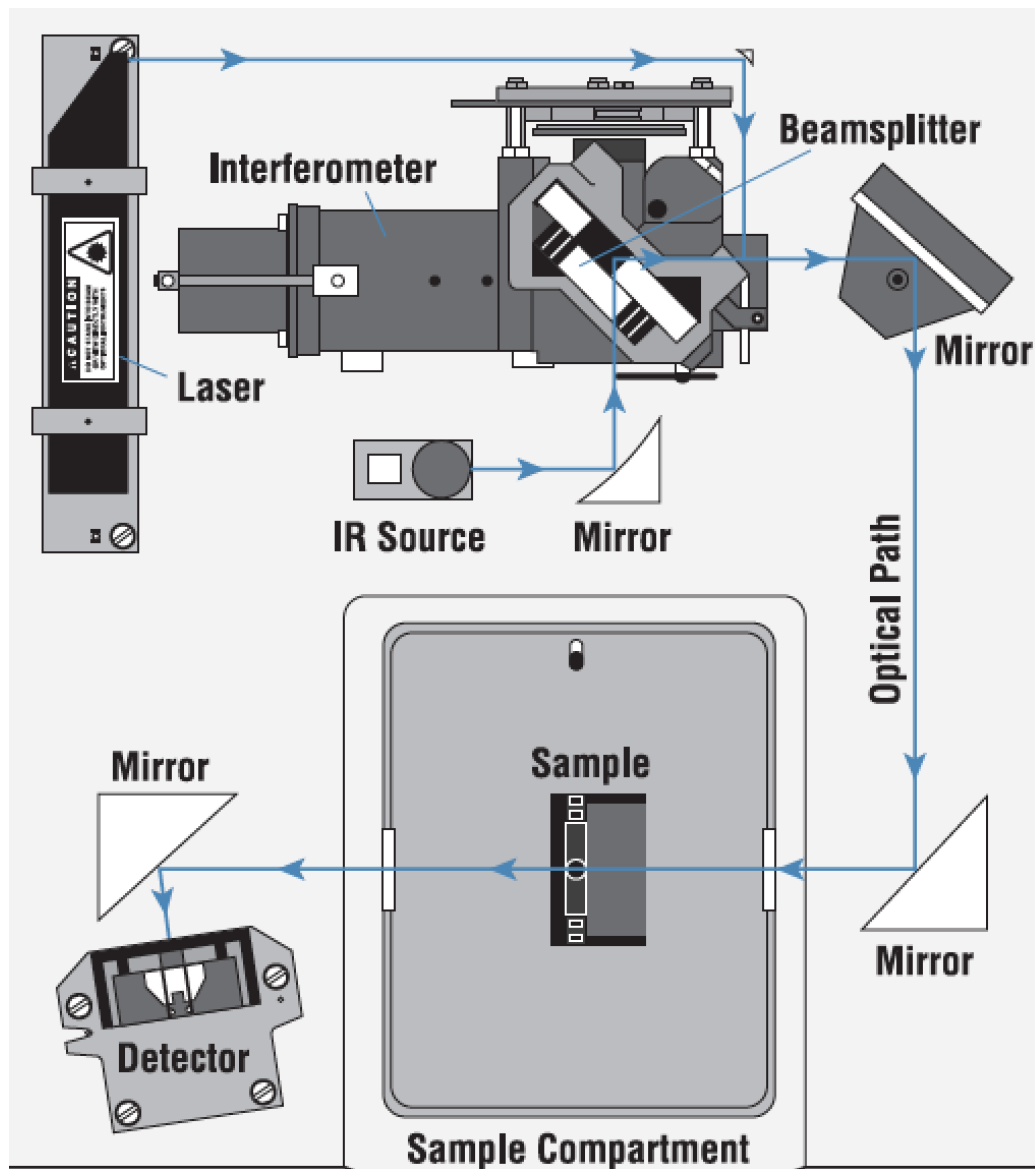
Poměrem dvou jednopaprskových spekter (přesněji řečeno podílem intenzity každého bodu jednopaprskového spektra vzorku a intenzity vlnočtově shodného bodu jednopaprskového spektra pozadí) vznikne „normální“ infračervené spektrum, tedy závislost propustnosti záření (neboli transmittance) na jeho vlnočtu. Takovéto spektrum lze pak převádět i do jiných jednotek, jako jsou absorbance, Kubelka - Munkovy jednotky.



Obrázek č. 42 Schéma získávání běžného spektra [17]

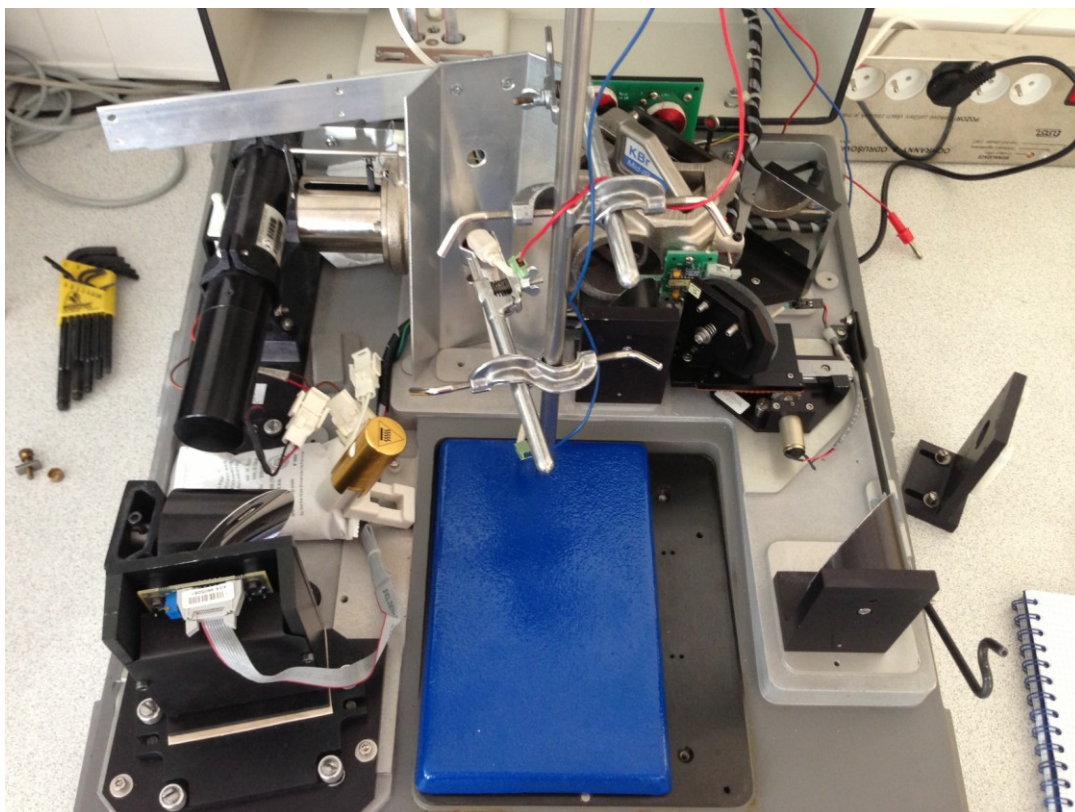
6.3 Měřicí technika

Pro mé konkrétní měření byl použit spektrometr Nicolet iS50 FT-IR. Na obrázku číslo 43 je znázorněna obecné měřicí schéma soustavy.



Obrázek č. 43 Obecná měřicí soustava přístrojů Nicolet [17]

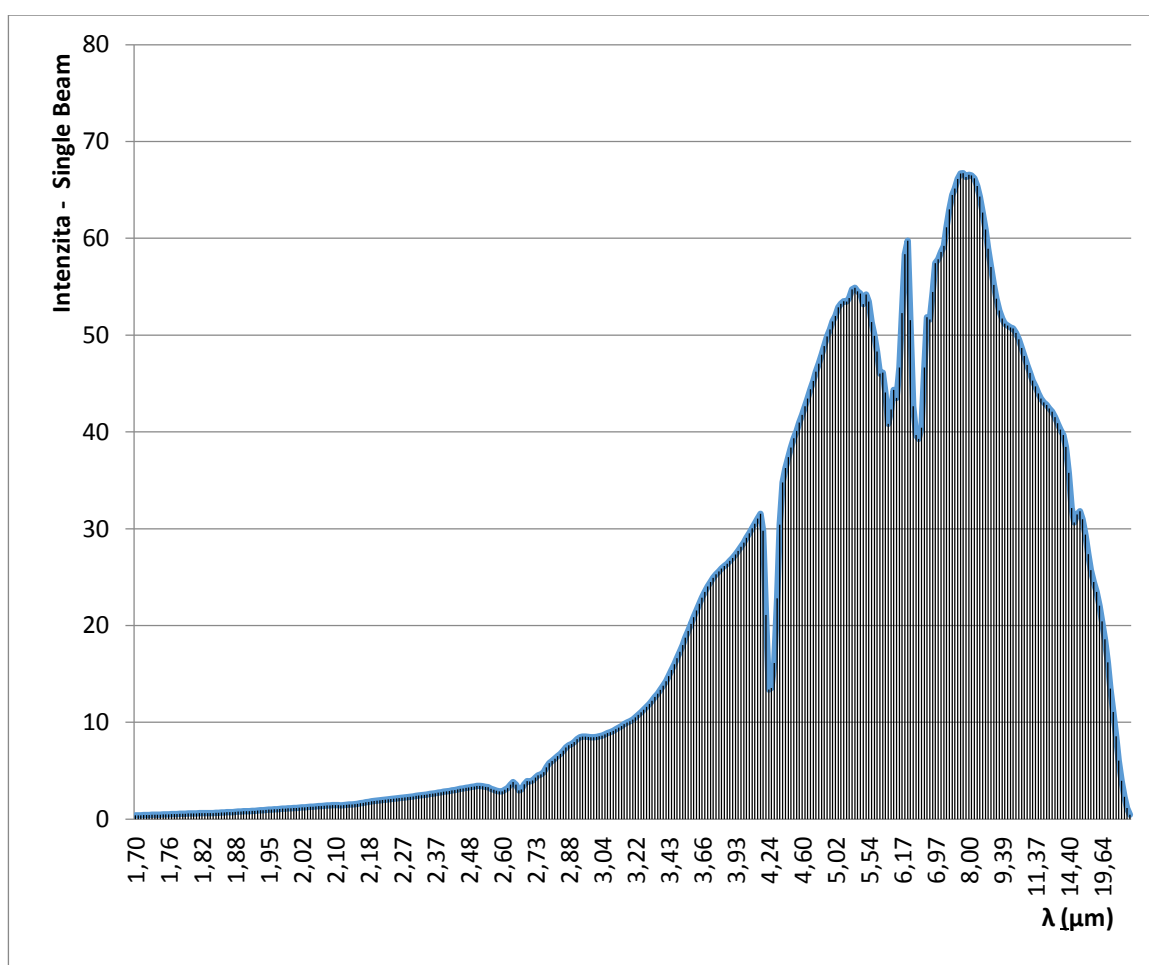
Protože je tento přístroj primárně určen pro měření absorpance infračerveného záření různých předmětů, používá stálý zdroj infračerveného záření, jehož parametry jsou známy. Já jsem ovšem nepotřeboval měřit absorpanci žádného předmětu nýbrž spektrum infračerveného zářiče. Bylo tedy potřeba tento přístroj nejprve mírně poupravit. Původní zdroj infračerveného záření byl odstraněn. Dále jsem zakryl okolní kabeláž hliníkovým krytím, aby nedošlo vlivem vysoké teploty mého zářiče k poškození okolních prvků.



Obrázek č. 44 Měření infračerveného spektra zářiče Elstein spektrometrem Nicolet

6.4 Výsledky měření infračerveného zářiče Elstein IRS/2

Na obrázku číslo 45 je vidět spektrum vybraného infračerveného zářiče při maximálním nahřátí a výkonu. Při postupném zahřívání a poté i chladnutí se spektrum nijak výrazně nelišilo a nedeformovalo, pouze nabývalo nižších hodnot. Spektrum netrpí přílišnými deformacemi, což svědčí o kvalitě infračerveného zářiče. Objevují se zde sice v určitých intervalech výkonové propady, ale pro ty existuje opodstatnění. Protože měření probíhalo v podmínkách běžné místnosti (tedy v podobných podmínkách, v jakých by měl zářič soužit v nemocnici) a nikoliv ve vakuu, došlo k deformaci spektra vlivem okolního prostředí. Celé spektrum se nyní pokusím popsat a vysvětlit.



Obrázek č. 45 Spektrum záření infračerveného zářiče Elstein IRS/2

Lze říci, že zářič začíná mít skutečně výkon okolo 2 μm tak, jak to udává výrobce, intenzita s rostoucí vlnovou délkou postupně narůstá a mezi hodnotami 2,48 – 2,73 μm dochází k prvnímu drobnému propadu. Tento pokles je způsoben vzdušnou vlhkostí. Infračervené záření naráží

na molekuly vody v ovzduší a tím dochází k ochuzení infračerveného záření a vznikají takovéto deformace ve spektru záření. Dále následuje opět poměrně prudký nástup intenzity záření v intervalu od 3 do 4 μm a opět prudký pokles okolo 4 μm , který je tentokrát způsoben oxidem uhličitým, který pohlcuje infračervené záření v této vlnové délce. Propad mezi 5 – 7 μm je opět připisován vzdušné vlhkosti a drobná nervnost okolo 15 μm odpovídá opět vlivu oxidu uhličitého.

Velmi překvapivé bylo pro mne to, že přestože výrobce udává vlnovou délku zářiče 2-10 μm viz. kapitola 4.1, tak ve skutečnosti i okolo 15 μm má stále poměrně vysokou intenzitu. Co je ovšem výborným poznatkem, je skutečnost, že nejvyšší intenzity je dosahováno v 7,3 μm . Novorozенец pohlcuje nejvíce infračerveného záření vlnové délky 9,4 μm a tato hodnota je nad předpoklad, že zářič bude zářit v intervalu 2 – 10 μm (předpoklad byl, že konec spektra bude mít nízkou intenzitu) výborná. Vybraný infračervený zářič má na 9,4 μm stále intenzitu 80 % maxima tohoto zářiče.

Na základě těchto výsledků se potvrdila správnost výběru infračerveného zářiče pro oblast ohřevu novorozenců na vyhřívaném lůžku. Pokud bychom se dále měli zabývat intenzitou infračerveného záření a snahou dosáhnout co největšího zisku z tohoto zářiče, byla by potřeba věnovat velkou pozornost konstrukci reflektoru, ve kterém bude zářič umístěn.

6.5 Zhodnocení fototerapie v infračervené oblasti z hlediska účinnosti technických prostředků

Technický prostředek na fototerapii infračerveným světlem je na prvním místě zářič a jeho účinnost, poté je to reflektor a jeho účinnost a v poslední řadě regulátor výkonu. U infračerveného zářiče je podstatná především keramická část, která by měla být bez příměsí, které by mohly vytvářet výkonové propady ve spektru. Důležité je také, aby zářič nebyl nadměrně chlazen okolním proudícím vzduchem a byl provozován s předepsanou povrchovou teplotou čímž bude jeho účinnost co nejvyšší.

U reflektoru je pro jeho účinnost stěžejním bodem materiál a jeho tvarování. Na obrázku číslo 14 v kapitole 4.2 v této práci jsem měli možnost vidět, jakým způsobem absorbují infračervené záření různé materiály v různých vlnových délkách. Základním stavebním prvkem reflektoru je doporučen hliník v ideálním případě s povrchovou úpravou technickým zlatem, které ještě více zvětšuje odrazivost infračerveného světla a zamezuje oxidaci povrchu hliníku.

Regulátor výkonu je bezeztrátový. Regulátor využívá celovlnné triákové regulace střídavého napájecí napětí 230 V, 50 HZ k napájení infračerveného zářiče se spínáním v nule.

7 Závěr

Cílem mé práce bylo seznámení s principy vzniku infračerveného záření. Vytvoření rešerše v této oblasti a popsání vlivu infračerveného záření na lidský organismus se zaměřením na novorozence. Dále byla potřeba vybrat vhodný zářič pro tuto oblast a navrhnout elektronický obvod, který bude sloužit pro regulaci výkonu vybraného zářiče.

Výsledkem mé práce je ověření vhodnosti infračerveného zářiče Elstein IRS/2 300 W pro použití v neonatální péči a to zejména k vyhřívání novorozenců na otevřeném lůžku. Přestože výrobce uváděl mírně odlišné vlastnosti zářiče, v praxi se zářič choval odlišně a dokonce mnohem vhodněji pro mou aplikaci. Jako dalším důkazem, že jsem vybral skutečně vhodný zářič, je také to, že jsem v průběhu mé práce narazil přímo v nemocnici na vyhřívané lůžko jedné zahraniční firmy, které používalo zářič stejného typu.

Během práce jsem si ověřil správné postupy potřebné pro vývoj hardwarových součástí a seznámil jsem se s měřicími postupy v oblastech infračerveného spektra na nejmodernějších zařízeních společnosti Nicolet.

Během rešerše v oblasti infračervených zdrojů záření jsem se setkal s moderními nízkoteplotními zářiči s povrchovou teplotou do 60 °C, které vyzařují infračervené záření ve velmi úzkém spektru, které je velmi blízké spektru, které vyzařuje lidské tělo. Tyto zářiče jsem bohužel z důvodu nedostupnosti, ochranných patentových známek, průmyslových vzorů a také ceně nemohl získat a použít. Rozhodně bych jako pokračování mé práce doporučil zaměřit se na tuto novou oblast, ve které je dle mého názoru budoucnost infračerveného záření používaného v medicínském prostředí.

Jako další pokračování by také mohla být sofistikovaná konstrukce reflektoru pro umístění vysokoteplotního zářiče. Zde je potřeba zabývat se normami, které popisují požadované rozložení intenzity záření na ploše ložné plochy a také materiály zrcadel reflektoru.

Z medicínského pohledu ne zcela jednoznačnou oblastí je také problematika intenzit infračerveného záření v interakci s novorozencem různé hmotnosti a gestačního stáří. Například potřebná energie infračerveného záření, která způsobí ohřev novorozence o 1 °C. Tyto informace jsou určité v klinických studiích vedoucích světových výrobců vyhřívacích lůžek pro novorozence.

Literatura a zdroje:

- [1] STUPŇÁKOVÁ, M. Infračervené záření v současnosti. Brno, 2009, 50 s. Diplomová práce na Lékařské fakultě Masarykovy univerzity. Vedoucí diplomové práce MUDr. Věra Maryšková.
- [2] Záření a zdraví. www.med.muni.cz [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/zareni.pdf>
- [3] RYŠAVÁ, A. Termoregulace novorozenců, Brno, 2010, 89 s. Bakalářská práce na Lékařské fakultě Masarykovy university, Katedra Porodní asistence. Vedoucí práce: MUDr. Zuzana Nováková, PhD.
- [4] Infračervené kabiny. www.badideal.cz [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <http://www.badideal.cz/dokumenty/Infraotkabinen-Katalog-CZ-10-2010-final.pdf>
- [5] Péče o tělo a infračervené záření. www.dyntar.com [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <http://www.dyntar.com/files/forms/180-file-pecce-o-telo-a-infracervene-zareni.pdf>
- [6] A Study on Skin Optics. <https://cs.uwaterloo.ca> [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <https://cs.uwaterloo.ca/research/tr/2004/01/tech-rep-CS-2004-01.pdf>
- [7] Prospekt Atom dual incubator. www.dartin.cz [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: http://www.dartin.cz/files/files/soubory_download/neonatalni_pece/inkubatory_vyhrevana_luzka/prospekt%20Atom%20dual%20incu_int.pdf
- [8] Z historie neonatologie.pdf, MUDr. TOMÁNKOVÁ, L. Neonatologické oddělení FN Brno
Dostupné z:
<http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CDEQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.fnbrno.cz%2Fa-tomankova-lenka-z-historie-neonatologie%2Ff883&ei=xYdiUfbJCKvb7AaElYHIBg&usg=AFQjCNH8fASmEcEergSOO9sfynuSgAYMig&bvm=bv.44770516,d.ZGU> 32 s., verze 1.5
- [9] HOMOLKA, F. Použití technických norem ve zdravotnictví – oblast zkušebnictví a působnosti EZÚ Praha, ČVUT FBMI 2007, 84 s.
- [10] JORDÁN, M. Pohybová aktivita, Kladno 2009, 69 s. Diplomová práce na fakultě biomedicínského inženýrství, Vysoké učení technické v Praze
- [11] Infračervené zářiče Elstein. www.elstein.com [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <http://elstein.com/en/welcome/>
- [12] STAVRATJEV, M. Infračervené záření v medicíně. In: Acta universitatis palackianae olomoucensis – tom.72 facultatis medicae, 1974

- [13] LEVITIN I.B.:Infračervená technika, Bratislava: Alfa, 1979. 160s. 63-237-79
- [14] Skleníkový efekt. [Http://environment-clean-generations.blogspot.cz](http://environment-clean-generations.blogspot.cz) [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <http://environment-clean-generations.blogspot.cz/2011/07/greenhouse-effect.html>
- [15] TROUPOVÁ, J., M. HANZL a kol., 2010. Standardy ošetrovateľskej péče v neonatológii. 1. vyd. České Budějovice: Nemocnice České Budějovice. 232 s. ISBN 978-80-254-8982-6.
- [16] ŠTEMBERA, Z. Historie české perinatologie. Praha: Maxdorf, 2004. 403s. ISBN 80-7345-021-6.
- [17] Jak funguje FTIR spektrometr a jak ho nastavit. Nепublikovaný dokument. Praha, 2006.
- [18] Biomat terapie. www.richwayeu.com [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <http://richwayeu.com/cs/biomat/biomat-informace>